

颈椎前路椎体骨化物可控前移融合对后纵韧带骨化物和内植物影响的有限元分析

李良奎^{1,2}, 黄永灿^{2,3}, 王鹏^{2,4}, 于滨生^{2,3}<https://doi.org/10.12307/2025.123>

投稿日期: 2023-10-07

采用日期: 2024-01-16

修回日期: 2024-02-09

在线日期: 2024-02-29

中图分类号:

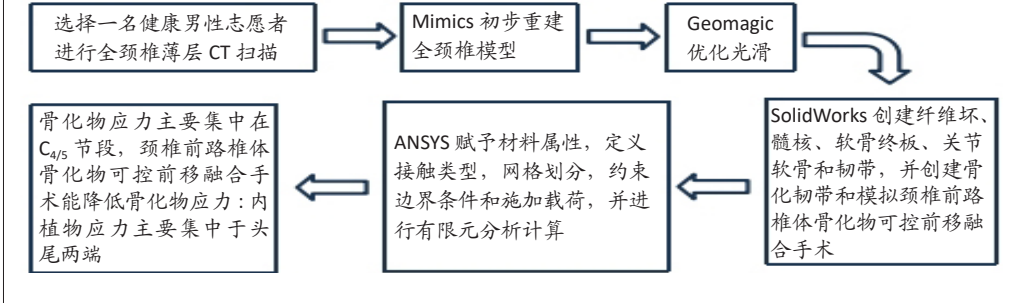
R459.9; R318; R686.5

文章编号:

2095-4344(2025)09-01761-07

文献标识码: A

文章快速阅读: 颈椎前路椎体骨化物可控前移融合对后纵韧带骨化物和内植物生物力学的影响



文题释义:

颈椎后纵韧带骨化症: 指因颈椎后纵韧带发生骨化, 压迫邻近脊髓或者神经根而产生肢体运动感觉障碍以及内脏自主神经功能紊乱的疾病。

颈椎前路椎体骨化物可控前移融合术: 将受累节段的骨化韧带和相应节段的椎体看成一个整体, 即椎体骨化物复合体, 根据骨化韧带的厚度切除相应椎体前柱的厚度, 不需要直接切除骨化物, 利用预弯曲的钛板和螺钉将分离好的椎体骨化物复合体向前提拉, 从而实现了对脊髓的直接原位解压作用。

摘要

背景: 颈椎前路椎体骨化物可控前移融合对颈椎力学的影响尚未明确, 既往研究主要集中在颈椎前路椎体骨化物可控前移融合的手术技巧、中长期疗效和术后并发症等。

目的: 运用有限元方法分析颈椎前路椎体骨化物可控前移融合对颈椎后纵韧带骨化物和内植物生物力学的影响。

方法: 选择一名健康男性志愿者进行全颈椎薄层CT扫描, 应用有限元分析软件构建正常全颈椎模型, 与既往文献进行对比验证其有效性; 随后在模型上构建累及C₄、C₅和C₆节段的连续型颈椎后纵韧带骨化物的术前模型; 以术前模型为基础, 创建颈椎前路椎体骨化物可控前移融合手术三维有限元模型, 约束2个模型C₄椎体下表面, 于C₅椎体上表面施加50 N的轴向力和1.0 N·m的力矩, 在屈伸、侧弯、旋转6个工况下, 分析颈椎前路椎体骨化物可控前移融合对骨化物和内植物应力的影响。

结果与结论: ①从术前模型得出骨化物应力主要集中在C_{4/5}节段, 在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转6个工况下骨化物最大应力分别为10.1, 148.6, 68.9, 74.8, 83.8和85.1 MPa; ②颈椎前路椎体骨化物可控前移融合术后, 骨化物应力集中分布区域未见明显改变, 但该手术会改变骨化物应力大小, 除在前屈位颈椎前路椎体骨化物可控前移融合模型骨化物应力较术前模型增大(+44.7%)外, 在其他5个工况下, 骨化物应力较术前模型明显降低, 其中后伸位下降最明显(-74.1%), 在左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转下骨化物应力分别下降62.2%, 63.3%, 66.4%, 67.9%; ③钛板、螺钉应力主要集中在头尾两端, 后伸应力最大(149.5 MPa), 前屈应力最小(43.3 MPa); 4个椎间融合器应力主要集中在C_{3/4}、C_{6/7}融合器, 应力主要分布在融合器的上下表面周围, 后伸应力最大(30.8 MPa), 前屈应力最小(11.5 MPa); 内植物(钛板、螺钉和椎间融合器)应力主要集中于头尾两端, 应力较大易导致头尾两端钛板、螺钉断裂和内植物下沉; ④提示颈椎前路椎体骨化物可控前移融合能明显降低骨化物应力, 可能有助于防止过度增生从而压迫神经, 在术后需密切关注头尾两端螺钉松动、断裂或钛板移位、断裂等情况。

关键词: 颈椎后纵韧带骨化症; 颈椎前路椎体骨化物可控前移融合术; 有限元分析; 韧带骨化物; 内植物; 生物力学

Effect of anterior controllable anteriodisplacement and fusion on vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex and implants: a finite element analysis

Li Liangkui^{1,2}, Huang Yongcan^{2,3}, Wang Peng^{2,4}, Yu Binsheng^{2,3}

¹Zhuhai Campus, Zunyi Medical University, Zhuhai 519041, Guangdong Province, China; ²Shenzhen Key Laboratory of Spine Surgery, Department of Spine Surgery of Peking University Shenzhen Hospital, Shenzhen 518036, Guangdong Province, China; ³Institute of Orthopedics, Shenzhen Peking University-Hong Kong University of Science and Technology Medical Center, Shenzhen 518036, Guangdong Province, China; ⁴Clinical College, Peking University Shenzhen Hospital, Anhui Medical University, Shenzhen 518036, Guangdong Province, China

Li Liangkui, Master candidate, Zhuhai Campus, Zunyi Medical University, Zhuhai 519041, Guangdong Province, China; Shenzhen Key Laboratory of Spine Surgery, Department of Spine Surgery of Peking University Shenzhen Hospital, Shenzhen 518036, Guangdong Province, China

¹遵义医科大学珠海校区, 广东省珠海市 519041; ²深圳市脊柱外科重点实验室, 北京大学深圳医院脊柱外科, 广东省深圳市 518036; ³深圳北京大学香港科技大学医学中心骨病研究所, 广东省深圳市 518036; ⁴安徽医科大学北京大学深圳医院临床学院, 广东省深圳市 518036

第一作者: 李良奎, 男, 1996年生, 贵州省盘州市人, 汉族, 遵义医科大学在读硕士, 主要从事颈椎退行性疾病研究。

通讯作者: 于滨生, 博士, 教授, 主任医师, 硕士生导师, 深圳市脊柱外科重点实验室, 北京大学深圳医院脊柱外科, 广东省深圳市 518036; 深圳北京大学香港科技大学医学中心骨病研究所, 广东省深圳市 518036

<https://orcid.org/0009-0007-4234-1937> (李良奎)

基金资助: 深圳市脊柱外科重点实验室项目(ZDSYS201505051109056), 项目负责人: 于滨生

引用本文: 李良奎, 黄永灿, 王鹏, 于滨生. 颈椎前路椎体骨化物可控前移融合对后纵韧带骨化物和内植物影响的有限元分析 [J].

中国组织工程研究, 2025, 29(9):1761-1767.



Corresponding author: Yu Binsheng, MD, Professor, Chief physician, Master's supervisor, Shenzhen Key Laboratory of Spine Surgery, Department of Spine Surgery of Peking University Shenzhen Hospital, Shenzhen 518036, Guangdong Province, China; Institute of Orthopedics, Shenzhen Peking University-Hong Kong University of Science and Technology Medical Center, Shenzhen 518036, Guangdong Province, China

Abstract

BACKGROUND: The effect of anterior controllable anteriodisplacement and fusion on the biomechanics of cervical spine is still unclear. Previous studies have majorly focused on surgical techniques, the medium- and long-term efficacy, and postoperative complications of anterior controllable anteriodisplacement and fusion.

OBJECTIVE: To analyze the biomechanical effects of anterior controllable anteriodisplacement and fusion on vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex and implants of the cervical spine using finite element method.

METHODS: A healthy male volunteer was recruited for CT scanning of the entire cervical spine. Using the finite element analysis software, a normal whole cervical spine model was constructed and its validity was verified by comparison with the previous articles. Subsequently, a preoperative model of continuous posterior longitudinal ligament ossification involving C_4 , C_5 , and C_6 was constructed. Based on the preoperative model, a three-dimensional finite element model of anterior controllable anteriodisplacement and fusion was created. After constrain of the lower surface of the C_7 vertebral body of the two models, an axial force of 50 N and a moment of 1.0 N·m were applied to the upper surface of the C_7 cone body. Under forward flexion, posterior extension, left/right bending, and left/right rotation conditions, the effects of anterior controllable anteriodisplacement and fusion on vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex and implants were further analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) From the preoperative model, it was found that the ossification stress was mainly concentrated in the $C_{4/5}$ segment; the maximum stresses of vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex under the conditions of forward flexion, posterior extension, left bending, right bending, left rotation and right rotation were 10.1, 148.6, 68.9, 74.8, 83.8, and 85.1 MPa, respectively. (2) After anterior controllable anteriodisplacement and fusion, the distribution area of stress concentration at the vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex did not change significantly, but the values were decreased obviously; in addition to the increase of stress (+44.7%) in the anterior flexion at the surgical model of anterior controllable anteriodisplacement and fusion, when compared with the preoperative one, the anterior controllable anteriodisplacement and fusion stress was significantly lower than that in the preoperative model under the other five working conditions, in which the value was decreased by -74.1% at the posterior extension position. Under the left bending, right bending, left rotation and right rotation, the ossification stress was decreased by 62.2%, 63.3%, 66.4%, and 67.9%, respectively. (3) The stress of titanium plate and screw was mainly concentrated at the both ends; the largest posterior extension stress was 149.5 MPa while the smallest forward flexion stress was 43.3 MPa. The stress of the four intervertebral cages was mainly concentrated at the $C_{3/4}$ and $C_{6/7}$ ones; and the stress was mainly distributed around the upper and lower surfaces of the fusion device, its value ranging from 30.8 MPa (the largest extension stress) to 11.5 MPa (the lowest forward flexion stress). The stress of the implants (titanium plate, screw, and intervertebral cage) was mainly concentrated at the two ends with the largest values, which would lead to the fracture of the titanium plate screw and the loosening of the screws. (4) In conclusion, anterior controllable anteriodisplacement and fusion was able to significantly reduce the stress of vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex, and may help prevent excessive proliferation and compression of nerves. After surgery, much attention should be paid to the occurrence of loosening of the screws, or displacement and fracture of titanium plates at the both ends.

Key words: ossification of posterior longitudinal ligament; anterior controllable anteriodisplacement and fusion; finite element analysis; ligament ossification; internal implant; biomechanics

Funding: Shenzhen Key Laboratory of Spinal Surgery, No. ZDSYS201505051109056 (to YBS)

How to cite this article: LI LK, HUANG YC, WANG P, YU BS. Effect of anterior controllable anteriodisplacement and fusion on vertebrae-ossification of posterior longitudinal ligament complex and implants: a finite element analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2025;29(9):1761-1767.

0 引言 Introduction

颈椎后纵韧带骨化症 (ossification of posterior longitudinal ligament, OPLL) 是指因颈椎后纵韧带发生骨化, 压迫邻近脊髓或者神经根而产生肢体运动感觉障碍以及内脏自主神经功能紊乱的疾病^[1]。OPLL 病因尚未明确, 发病率在东亚国家较高, 它是导致颈脊髓病的常见原因之一^[2-6], 患者主要表现为四肢麻木无力、手笨拙、步态不稳, 部分患者表现出尿便功能障碍和呼吸困难等危重症状, 严重影响患者的正常生活。OPLL 一旦确诊, 常需要外科手术治疗^[7]。传统手术包括前路和后路手术, 前路手术中较常用的是颈椎前路椎体次全切除融合术, 该手术直接切除受累节段椎体和骨化的后纵韧带, 对压迫的脊髓进行直接原位减压和矫正后凸, 提供了良好的神经恢复, 术后患者临床效果较满意, 但脑脊液渗漏、脊髓和神经根损伤发生率较高^[8-11]。后路手术中较成熟的是颈椎后路椎板成形术, 该手术通过扩大椎管容积, 使脊髓向后“漂移”而对脊髓进行间接减压, 操作简单且较安全, 但该手术存在减压不充分, 术后 C_5 神经根麻痹和轴性症状等发生率较高^[11-13], 后期随着颈椎后凸、OPLL 继续进展导致的神经功能恶化常需要进行翻修手术^[14-18]。

为了直接解除骨化物对脊髓的压迫、提供良好的

颈椎曲度和降低并发症, 近年来国内团队提出了颈椎前路椎体骨化物可控前移融合术 (anterior controllable anteriodisplacement and fusion, ACAF) 的前路手术方式^[19], ACAF 最早于 2016 年开始应用于临床, 其术式是把受累节段的骨化韧带和相应节段的椎体看成一个整体, 即椎体骨化物复合体, 根据骨化韧带的厚度切除相应椎体前柱的厚度, 不需要直接切除骨化物, 利用预弯曲的钛板和螺钉将分离好的椎体骨化物复合体向前提拉, 从而实现脊髓的直接原位减压作用^[19-20]。与传统颈椎后路椎板成形术相比, ACAF 对脊髓减压效果较好, 特别是对 OPLL 占位率大于 60% 或 K-line(-) 的患者, ACAF 手术效果更好, 日本骨科学会评分和改善率均较高, C_5 神经根麻痹和轴性疼痛等并发症发病率较低, 能有效矫正颈椎后凸畸形和维持颈椎稳定性^[10-13, 19, 21-25]。与传统颈椎前路椎体次全切除融合术相比, ACAF 不仅能达到颈椎前路椎体次全切除融合术的减压效果, 甚至对于 OPLL 累及 3 个及以上节段或者占位率大于 60% 的患者, ACAF 术后神经功能恢复更明显, 日本骨科学会评分改善率和颈椎融合率更高, 而且脑脊液渗漏、医源性脊髓和神经根损伤等并发症发生率较低^[8-9, 12, 19, 26-27]。

目前对于 ACAF 的研究主要集中在术后临床效果、手

术并发症和手术技术等方面；关于 ACAF 对颈椎力学的的影响尚未明确。为了明确 ACAF 术后骨化物和内植物的力学变化情况，此次研究拟采用有限元的生物力学研究方法，探讨 ACAF 手术对颈椎后纵韧带骨化物及内植物（融合器、钛板、螺钉）力学的影响。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 颈椎后纵韧带骨化物有限元建模与力学分析实验。

1.2 时间及地点 实验于 2022 年 2 月至 2023 年 8 月在北京大学深圳医院脊柱外科完成。

1.3 对象 选择一名健康男性受试者，年龄 27 岁，身高 169 cm，体质量 61 kg，既往无颈椎疾病、手术、创伤等病史，影像学排除颈椎畸形、骨折、退化等其他疾病。采用 64 排螺旋 CT 对志愿者进行全颈椎薄层扫描，选取最多层次横断位 CT，共 432 张，用 DICOM 格式导出原始数据。

此次研究经北京大学深圳医院科研伦理委员会批准，批件号：北大深医伦审（研）[2021] 第（063）号，在受试者知情并签署同意书的情况下开展此次研究。

1.4 方法

1.4.1 正常全颈椎有限元模型的建立及有效性验证

(1) 正常全颈椎三维模型的建立：将颈椎 DICOM 格式的原始数据导入 Mimics Research 21.0 软件，建立 New Mask，依据骨组织的灰度值进行阈值分割，初步分离出骨骼组织，应用 Region Grow 分离和颈椎不相连的组织，利用 Edit Masks、Split Mask 和 Cavity Fill 工具逐一提取分离每个颈椎椎体，并填补椎体上空缺和擦除多余的部分，对提取出来的颈椎模型用 Smoothing 进行初步光滑，初步建立颈椎三维模型，导出 STL 格式模型数据文件。

将 Mimics 生成的 STL 格式文件导入 Geomagic Weap 2017 软件中，抹去模型钉状物和多余特征，然后对模型进行优化光滑，使用精确曲面中的探测轮廓线对变形或者不合理的轮廓进行编辑，适当添加轮廓线以方便生成曲面片；然后拟合曲面，将光滑后的模型导出为通用的 STEP 格式模型数据文件。将每个颈椎椎体模型向内偏移 0.5 mm，同样拟合为曲面，即为每个颈椎椎体的松质骨，导出 STEP 格式模型。

将 Geomagic 软件生成的几何模型格式文件导入 SolidWorks 2021 软件中，对几何模型进行特征识别和曲面诊断，对有问题的曲面进行修复。在装配体操作界面，利用原点重合对颈椎椎体模型和松质骨模型进行组装。在零件体界面中，复制所有颈椎松质骨模型，利用直接编辑命令组合中的删减构建椎体皮质骨，皮质骨厚度为 0.5 mm，然后创建纤维环、髓核、软骨终板、关节软骨及相应的韧带。对组装好的颈椎模型进行干涉检查，对有干

涉的地方进行修改，最后将模型保存为 SETP 格式文件。

(2) 颈椎材料参数赋予：将 Solidworks 中建立好的完整颈椎模型导入 ANSYS Workbench 17.0 软件中，建立 Static Structural 分析，根据既往文献使用的参数^[28-30]，在分析材料库中分别建立皮质骨、松质骨、关节软骨、髓核、纤维环、韧带等材料属性参数，进入 Mechanical 工作界面，在 Geometry 中分别对颈椎的每个结构进行赋值，以确定颈椎的材料属性，见表 1。

表 1 | 三维有限元模型各部分材料属性

Table 1 | Material properties of each part of the three-dimensional finite element model

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比	截面积 (mm ²)
皮质骨	12 000	0.29	-
松质骨	450	0.2	-
关节软骨	10.4	0.4	-
终板	500	0.4	-
髓核	1	0.49	-
纤维环基质	110	0.3	-
纤维环纤维	3.4	0.4	-
前纵韧带	10	0.3	6
后纵韧带	10	0.3	5
棘间韧带	1.5	0.3	10
关节囊韧带	10	0.4	46
横突间韧带	10	0.3	5
黄韧带	1.5	0.3	5
钛合金	110 000	0.3	-
融合器	3 600	0.3	-

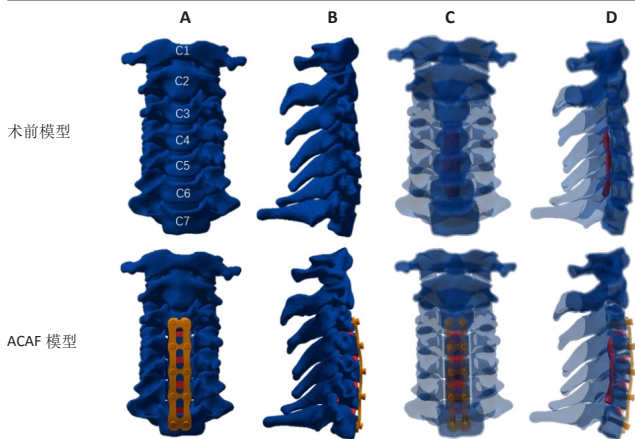
表注：“-”为无数据。

(3) 接触关系定义：在 Connection 中定义模型间的接触类型，其中关节面的接触类型为滑移；其余接触类型均设置为绑定。

(4) 网格划分：对模型进行网格划分，为了保证计算的精度达到分析要求，对网格类型和网格大小进行控制，其中网格类型设置为四面体网格，关节软骨和软骨终板网格大小为 0.5 mm，其他设置为 2.0 mm；节点总数为 438 201，单元总数为 261 455。

(5) 边界条件约束和载荷设置及验证模型有效性：约束 C₇ 椎体下表面所有节点 6 个方向的活动作为边界条件，于 C₁ 椎体上耦合施加 50 N 垂直向下的载荷，模拟正常人体头颅质量；同时在 C₁ 椎体上表面于不同方向施加 1 N·m 的力矩，模拟正常人体前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转 6 种运动状态，测量颈椎每个节段在 6 个方向的活动度，与既往文献进行对比^[31-32]，验证模型有效性。

1.4.2 颈椎后纵韧带骨化物模型建立 在 Solidworks 零件体界面中，创建一个不规则累及 C₄、C₅、C₆ 椎体的连续型骨化物，返回 Geomagic 软件对骨化物进行修饰，令骨化物曲面更流畅，拟合曲面，在 Solidworks 装配体界面中，在已经验证有效的正常颈椎模型上组装骨化物，创建一个完整的颈椎后纵韧带骨化的三维模型（术前模型）。为后纵韧带骨化物赋予材料属性，节点数为 336 490，单元总数为 191 921（图 1）。



图注: A 为正位图; B 为侧位图; C, D 为孤立颈椎后纵韧带骨化物透明其他组织的正侧位图, 目的是方便读者观察骨化物的位置。

图 1 | 术前和颈椎前路椎体骨化物可控前移融合 (ACAF) 完整三维模型
Figure 1 | Preoperative and anterior controllable anteriodisplacement and fusion complete three-dimensional model

1.4.3 创建 C₄、C₅、C₆ 椎体前移的 ACAF 手术模型 在 Solidworks 操作界面中, 以建立好的术前模型为基础, 模拟 ACAF 手术。依次切除 C_{3/4}、C_{4/5}、C_{5/6}、C_{6/7} 椎间盘, 包括纤维环、髓核和软骨终板。咬除 C₄、C₅、C₆ 节段椎体骨赘及切断骨化物两端后纵韧带, 根据骨化物厚度, 去除 C₄、C₅、C₆ 椎体前部部分骨质, 预留前移提拉空间, 在 C_{3/4}、C_{4/5}、C_{5/6}、C_{6/7} 椎间隙安装椎间融合器, 用预弯曲的钛板及螺钉进行预固定, 根据骨化物宽度, 确认左右开槽边界并进行开槽, 使 C₄、C₅、C₆ 椎体与周围组织游离, 前移椎体至紧贴钛板, 去除椎体和螺钉的干涉部分, 再次进行干涉检查, 对有干涉的地方进行修改, 完成 ACAF 手术模型的创建 (图 1)。在 ANSYS Workbench 17.0 软件中为融合器、钛板、螺钉进行属性赋值 (表 1)。将钛板和螺钉、螺钉和皮质骨、螺钉和松质骨的接触定义为绑定。节点总数 470 414, 单元总数 277 756。

1.4.4 术前模型和 ACAF 手术模型边界和载荷设置 以上述构建好的术前模型和 C₄、C₅、C₆ 椎体前移的 ACAF 手术模型为研究对象, 约束 C₇ 椎体下表面所有节点, 于 C₁ 椎体上耦合施加 50 N 垂直向下的载荷, 模拟正常人体头颅质量; 同时在 C₁ 椎体上表面于不同方向施加 1 N·m 力矩, 模拟前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转 6 个方向的活动。

1.5 主要观察指标 在相同的约束边界和载荷条件下, 对比术前模型与 ACAF 手术模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转 6 种工况下骨化物的应力变化; 分析 ACAF 手术钛板、螺钉和椎间融合器在 6 种工况下的应力。

2 结果 Results

2.1 模型有效性验证 此次研究建立的正常全颈椎三维有限元模型, 几何相似性好, 通过对比颈椎各个节段活动度,

得出此研究建立的正常颈椎三维有限元模型与既往文献报道的结果具有良好的一致性^[31-32], 证明模型有效 (图 2)。

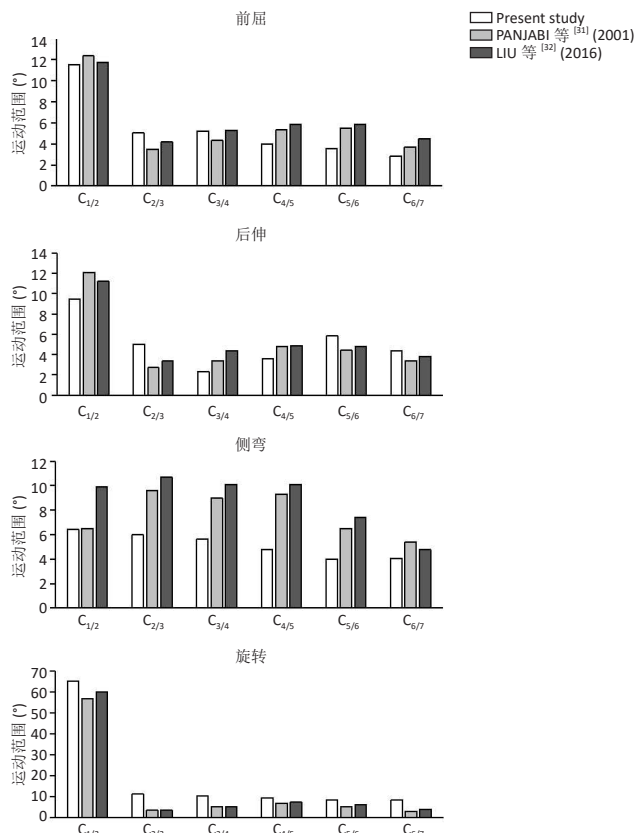
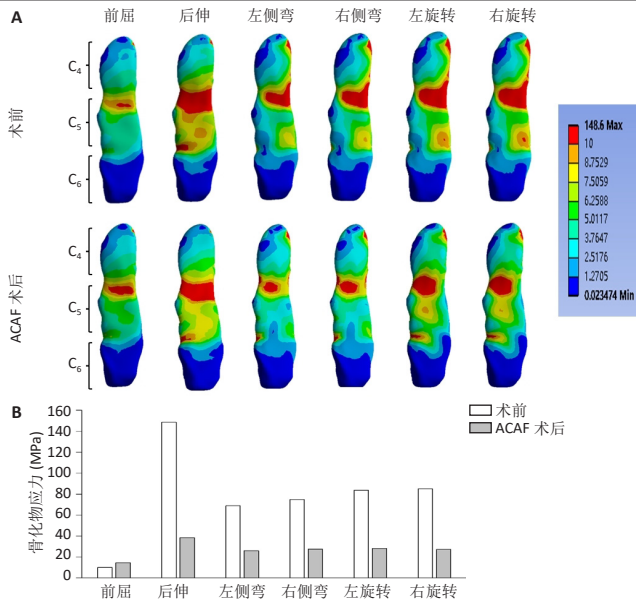


图 2 | 正常颈椎有限元模型各个运动方向的活动度验证
Figure 2 | Verification of range of motion of normal cervical spine finite element model in each direction

2.2 术前模型和 ACAF 手术模型后纵韧带骨化物应力值及应力分布 术前模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转运动工况下后纵韧带骨化物最大应力分别为 10.1, 148.6, 68.9, 74.8, 83.8, 85.1 MPa。ACAF 手术模型骨化物在 6 个运动状态下最大应力分别为 14.5, 38.4, 26.0, 27.5, 28.1, 27.3 MPa。2 个模型骨化物应力主要集中在 C_{4/5} 节段, 除在前屈位 ACAF 手术模型骨化物应力较术前模型增大 (+44.7%), 而在其他 5 个运动方向, ACAF 手术模型骨化物应力较术前模型明显降低, 其中后伸位下降最明显 (-74.1%)。在左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转骨化物应力分别下降了 62.2%, 63.3%, 66.4%, 67.9% (图 3)。

2.3 内植物应力值及应力分布

2.3.1 钛板、螺钉应力值和应力分布 ACAF 手术模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转 6 个工况下钛板、螺钉最大应力分别为 43.3, 149.5, 114.9, 95.5, 145.0 及 109.5 MPa, 前屈应力最小, 后伸应力最大, 前屈和后伸应力主要分布于钛板头尾两端各 1/4 处; 左侧弯应力主要分布于钛板右侧一半, 右侧弯应力主要分布于钛板左侧一半, 左旋转钛板应力呈右手螺旋分布, 右旋转钛板应力呈左手螺旋分布 (图 4)。



图注：图 A 为骨化物应力分布云图；B 为骨化物最大应力值。
图 3 | 术中和颈椎前路椎体骨化物可控前移融合 (ACAF) 术后后纵韧带骨化物应力值和应力分布云图

Figure 3 | Stress value and stress distribution of ossification of longitudinal ligament before and after anterior controllable anteriodisplacement and fusion surgery

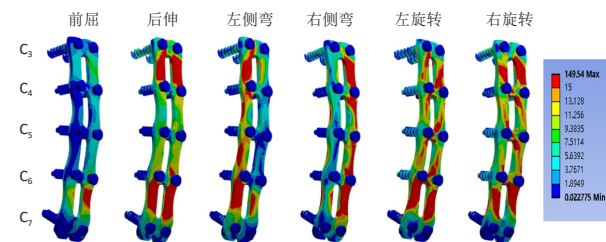


图 4 | 颈椎前路椎体骨化物可控前移融合 (ACAF) 手术钛板、螺钉应力分布云图

Figure 4 | Cloud diagram of stress distribution of titanium plates and screws in anterior controllable anteriodisplacement and fusion surgery

2.3.2 椎间融合器应力值和应力分布 ACAF 手术模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转 6 种工况下椎间融合器最大应力分别为 11.5, 30.8, 20.9, 21.4, 23.1 及 22.9 MPa。4 个椎间融合器应力主要分布于各个椎间融合器上下表面周围；在前屈和后伸位，应力主要分布在后左、右侧，左侧弯和左旋转应力主要分布在后左侧，右侧弯和右旋转应力主要分布在后右侧。在 6 个工况下，应力主要集中在 C_{3/4}、C_{6/7} 椎间融合器，前屈应力最小，后伸应力最大 (图 5)。

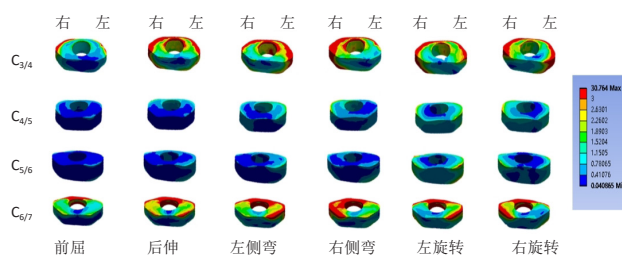


图 5 | 颈椎前路椎体骨化物可控前移融合 (ACAF) 手术椎间融合器应力分布云图

Figure 5 | Cloud diagram of stress distribution in anterior controllable anteriodisplacement and fusion interbody fusion cage

3 讨论 Discussion

此次研究通过有限元方法成功构建了颈椎后纵韧带骨化模型和 ACAF 手术模型，研究发现，在 6 个工况下，骨化物应力主要集中在 C_{4/5} 节段，ACAF 手术能降低骨化物应力；钛板、螺钉和椎间融合器应力主要集中在头尾两端。此次研究首次建立了 ACAF 术后颈椎后纵韧带骨化物的三维有限元模型，其研究结果对于了解 ACAF 手术对骨化物和内植物应力的影响是一个重要补充，为 ACAF 手术的开展、疗效评价提供了力学依据。

目前，关于颈椎后纵韧带骨化物弹性模量和泊松比等参数的相关研究较少。牛陆等^[33]在研究后纵韧带硬化对颈椎影响的有限元分析中，为突出韧带硬化后对颈椎的影响，把硬化的颈椎后纵韧带弹性模量和泊松比等参数看作是正常韧带的 2 倍。杨健等^[34]在研究颈椎后纵韧带骨化应力的有限元分析中，把颈椎后纵韧带骨化物看作一个骨性材料。在此次实验中，为了凸显出韧带骨化后的特性及对颈椎的影响，作者把骨化物看作一个骨性材料，用颈椎椎体皮质骨的弹性模量和泊松比等参数替代骨化物的参数。

颈椎后纵韧带骨化的具体病因至今尚不明确，有学者指出，可能与后纵韧带受到较大的应力有关，较大应力会加速后纵韧带退化和硬化，甚至骨化，而骨化物长期受到较大应力又会促进骨化物继续进展，形成恶性循环。在既往有限元研究中得出，后纵韧带硬化将显著增加后纵韧带应力^[34]。在此次研究颈椎后纵韧带骨化物的应力分析中，术前模型与 ACAF 手术模型对比，除在前屈位 ACAF 手术模型骨化物应力较术前模型增大 (+44.7%)，而在其他 5 个运动方向，ACAF 手术模型骨化物应力较术前模型明显降低，其中后伸位下降最明显 (-74.1%)。骨化物应力降低，会减少应力对骨化物的刺激，从而缓解骨化物的继续进展。既往临床研究也得出类似的结论，ACAF 手术能减缓骨化物的继续进展^[35]。ACAF 手术导致骨化物应力降低，可能与 ACAF 手术切断骨化物两端韧带和颈椎固定有关系，当切断骨化物两端韧带后，骨化物在颈椎运动时就不受两边韧带牵拉，再加上骨化物对应节段椎体的固定降低了颈椎手术节段的活动范围，从而导致骨化物应力降低。此次研究中，术前模型和 ACAF 手术模型骨化物应力都主要集中在 C_{4/5} 节段，并沿着骨化物向两边降低，此结果与杨健等^[34]的研究结果一致，C_{4/5} 节段后纵韧带长期受到较大应力，可能是导致颈椎后纵韧带骨化好发于此节段的原因之一。

颈椎前路手术中，钛板和螺钉是颈椎手术中常用的固定物，具有固定、支撑和稳定颈椎的作用，钛板和螺钉承载颈椎术后较多载荷应力，促进手术节段融合^[36-37]，但钛板螺钉应力较大及应力集中会增加螺钉松动、拔出、

断裂或钛板移位、断裂等风险。此次研究 6 个工况下, ACAF 手术钛板螺钉应力主要集中在头尾两端, 前屈位应力最小 (43.3 MPa), 后伸应力最大 (149.5 MPa); 此结果与孔庆捷^[38]的研究对比发现, 虽然在 6 个工况下钛板螺钉最大应力值均低于孔庆捷的数据, 但两者应力都集中分布在头尾两端, 这可能是由长钛板的扭矩较长和杠杆作用引起^[39], 此应力集中现象说明头尾端钛板螺钉移位、断裂的风险较高, 在以往的研究中也得出, 钛板和螺钉断裂多见于头尾两端^[40-41]。

颈椎椎间融合器是颈椎手术中常用的内植物, 椎间融合器的重要作用是维持手术节段椎体间高度和颈椎曲度, 增强局部稳定性, 提高手术融合率。但术后内植物下沉等并发症也是临床面临的问题, 据报道内植物下沉的发生率约为 21.1%^[42]。导致植入物下沉的原因是多因素的, 其中内植物应力大小及分布也是导致植入物下沉的原因之一。在此次研究中, 对 ACAF 手术中的 4 个椎间融合器进行有限元分析发现, 4 个椎间融合器应力主要分布于各个椎间融合器上下表面周围, 此结果与既往文献报道一致^[38, 43], 此应力分布说明椎间融合器起到了很好的支持作用。此次研究中发现, 在 6 个工况下, 椎间融合器应力都主要集中在 C_{3/4}、C_{6/7} 椎间融合器, 此应力与钛板集中在头尾两端一致, 且椎间融合器应力明显小于钛板的应力, 此应力分布与孔庆捷^[38]报道的应力集中于头尾 2 个椎间融合器一致; 分析其原因, 可能是钛板螺钉头尾两端的应力集中传导至对应节段的椎间融合器所致。椎间融合器承受较大应力是发生下沉的危险因素之一, 因此头尾 2 个椎间融合器下沉风险较高。内植物的应力能促进手术节段骨的融合, 应力较小, 骨组织会被吸收^[44]。此次研究发现, 头尾 2 个椎间融合器的应力较高, 头尾 2 个椎间融合器的融合较快, 但头尾 2 个椎间融合器下沉的风险也可能高于中间 2 个融合器。

此次研究仍存在一些不足之处: 首先, 尽管有限元分析是一种有效的力学分析方法, 但无法直接模拟体外实验的真实条件, 未能构建肌肉及其他软组织对力学的影响; 其次, 此次研究是基于一个正常成年男性建模, 未考虑现实中椎体、椎间盘、软骨和小关节等结构退化对力学的影响; 此外, 颈椎后纵韧带骨化物类型和累及的范围各不相同, 而此次研究只创建了一种类型的骨化物。因此在未来的研究中, 需要增加更多病例数和骨化物类型, 同时增加体外生物力学研究。

综上所述, 此次研究创建的颈椎后纵韧带骨化物术前模型和 ACAF 手术模型具有良好的几何和力学相似性。基于 2 个模型的有限元分析发现, 术前模型骨化物应力主要集中在 C_{4/5} 节段, ACAF 术后骨化物应力集中分布区域未见明显改变, 但 ACAF 手术会明显改变骨化物应力大

小, 骨化物应力降低可能是减缓骨化继续进展的重要因素; 内植物 (钛板、螺钉和椎间融合器) 应力主要集中于头尾两端, 头尾两端应力较大可能容易导致此处钛板螺钉的断裂和内植物下沉。因此, 在 ACAF 术后内植物并发症的防治中, 要关注头尾两端螺钉松动、断裂或钛板移位、断裂等情况的发生。总之, ACAF 能明显降低骨化物应力, 可能有助于防止过度增生从而压迫神经, 在术后需密切关注头尾两端螺钉和钛板相关并发症的发生。

致谢: 衷心的感谢深圳市脊柱外科重点实验室对本研究的经费支持。

作者贡献: 于滨生提出研究选题、审校文章; 黄永灿设计研究方案、审校文章; 李良奎实施研究过程、整理数据、文章撰写; 王鹏实施研究过程、整理数据。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范: 该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次文字和图表查重, 文章经小同行外审专家双盲审稿, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- [1] STAPLETON CJ, PHAM MH, ATTENELLO FJ, et al. Ossification of the posterior longitudinal ligament: genetics and pathophysiology. *Neurosurg Focus*. 2011;30(3):E6.
- [2] SASAKI E, ONO A, YOKOYAMA T, et al. Prevalence and symptom of ossification of posterior longitudinal ligaments in the Japanese general population. *J Orthop Sci*. 2014;19(3):405-411.
- [3] SHIN J, KIM YW, LEE SG, et al. Cohort study of cervical ossification of posterior longitudinal ligament in a Korean populations: Demographics of prevalence, surgical treatment, and disability. *Clin Neurol Neurosurg*. 2018;166:4-9.
- [4] 陈振, 孙宇. 颈椎后纵韧带骨化的流行病学研究进展 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2017, 27(5):460-464.
- [5] BOODY BS, LENDNER M, VACCARO AR. Ossification of the posterior longitudinal ligament in the cervical spine: a review. *Int Orthop*. 2019; 43(4):797-805.
- [6] TSUJII T, CHIBA K, HOSOGANE N, et al. Epidemiological survey of ossification of the posterior longitudinal ligament by using clinical investigation registration forms. *J Orthop Sci*. 2016;21(3):291-294.
- [7] ABIOLA R, RUBERY P, MESFIN A. Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament: Etiology, Diagnosis, and Outcomes of Nonoperative and Operative Management. *Global Spine J*. 2016; 6(2):195-204.
- [8] YANG H, SUN J, SHI J, et al. Anterior Controllable Antedisplacement Fusion (ACAF) for Severe Cervical Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament: Comparison with Anterior Cervical Corpectomy with Fusion (ACCF). *World Neurosurg*. 2018;115:e428-e436
- [9] YANG H, SUN J, SHI J, et al. Anterior controllable antedisplacement fusion as a choice for 28 patients of cervical ossification of the posterior longitudinal ligament with dura ossification: the risk of cerebrospinal fluid leakage compared with anterior cervical corpectomy and fusion. *Eur Spine J*. 2019;28(2):370-379.
- [10] WANG H, YANG R, LIU H, et al. Comparison of Interventions for Cervical Ossification of Posterior Longitudinal Ligament: A Systematic Review and Network Meta-Analysis. *World Neurosurg*. 2021;155:1-12.

- [11] LI S, PENG J, XU R, et al. Comparison of the surgeries for the ossification of the posterior longitudinal ligament-related cervical spondylosis: A PRISMA-compliant network meta-analysis and literature review. *Medicine (Baltimore)*. 2021;100(9):e24900.
- [12] CHEN Y, SUN J, YUAN X, et al. Comparison of Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion With Posterior Laminoplasty in the Treatment of Multilevel Cervical Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament: A Prospective, Randomized, and Control Study With at Least 1-Year Follow Up. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2020;45(16):1091-1101.
- [13] ZHANG Y, HUANG Z, XU P, et al. Comparison of Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion versus Laminoplasty in the Treatment of Multisegment Ossification of Cervical Posterior Longitudinal Ligament: A Meta-Analysis of Clinical. *World Neurosurg*. 2023;S1878-8750(23)01859-4.
- [14] LIU G, BUCHOWSKI JM, BUNMAPRASERT T, et al. Revision surgery following cervical laminoplasty: etiology and treatment strategies. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(25):2760-2768.
- [15] YANG H, GUO Y, SHI J, et al. Surgical results and complications of anterior controllable antedisplacement fusion as a revision surgery after initial posterior surgery for cervical myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament. *J Clin Neurosci*. 2018;56:21-27.
- [16] WANG H, SUN J, TAN Y, et al. Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion as Revision Surgery After Posterior Decompression Surgery in Patients with Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament. *World Neurosurg*. 2019;123:e310-e317.
- [17] MIAO J, SUN J, SHI J, et al. A Novel Anterior Revision Surgery for the Treatment of Cervical Ossification of Posterior Longitudinal Ligament: Case Report and Review of the Literature. *World Neurosurg*. 2018;113:212-216.
- [18] LI HD, ZHANG QH, XING ST, et al. A novel revision surgery for treatment of cervical ossification of the posterior longitudinal ligament after initial posterior surgery: preliminary clinical investigation of anterior controllable antedisplacement and fusion. *J Orthop Surg Res*. 2018;13(1):215.
- [19] SUN J, SHI J, XU X, et al. Anterior controllable antedisplacement and fusion surgery for the treatment of multilevel severe ossification of the posterior longitudinal ligament with myelopathy: preliminary clinical results of a novel technique. *Eur Spine J*. 2018;27(6):1469-1478.
- [20] CHEN Y, SUN J, HAN D, et al. An open-label randomized multi-Centre study to evaluate anterior controllable Antedisplacement and fusion versus posterior Laminoplasty in patients with cervical ossification of the posterior longitudinal ligament: study design and analysis plan (STAR). *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22(1):765.
- [21] SUN K, WANG S, SUN J, et al. Surgical Outcomes After Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion Compared with Single Open-Door Laminoplasty: Preliminary Analysis of Postoperative Changes of Spinal Cord Displacements on T2-Weighted Magnetic Resonance Imaging. *World Neurosurg*. 2019;127:e288-e298.
- [22] SUN K, WANG S, HUAN L, et al. Analysis of the spinal cord angle for severe cervical ossification of the posterior longitudinal ligament: comparison between anterior controllable antedisplacement and fusion (ACAF) and posterior laminectomy. *Eur Spine J*. 2020;29(5):1001-1012.
- [23] SUN K, WANG S, SUN J, et al. Analysis of the Correlation Between Cerebrospinal Fluid Space and Outcomes of Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion for Cervical Myelopathy Due to Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament. *World Neurosurg*. 2019;22:e358-e366.
- [24] YANG H, SUN J, SHI J, et al. In Situ Decompression to Spinal Cord During Anterior Controllable Antedisplacement Fusion Treating Degenerative Kyphosis with Stenosis: Surgical Outcomes and Analysis of C5 Nerve Palsy Based on 49 Patients. *World Neurosurg*. 2018;115:e501-e508.
- [25] KONG QJ, LUO X, TAN Y, et al. Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion (ACAF) vs Posterior Laminoplasty for Multilevel Severe Cervical Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament: Retrospective Study Based on a Two-Year Follow-up. *Orthop Surg*. 2021;13(2):474-483.
- [26] LUO X, WANG S, SUN K, et al. Anterior Controllable Antedisplacement and Fusion (ACAF) Technique for the Treatment of Multilevel Cervical Spondylotic Myelopathy With Spinal Stenosis (MCSMSS): A Retrospective Study of 54 Cases. *Clin Spine Surg*. 2021;34(9):322-330.
- [27] ZHANG B, SUN J, XU X, et al. Skip corpectomy and fusion (SCF) versus anterior controllable antedisplacement and fusion (ACAF): which is better for patients with multilevel cervical OPLL? *Arch Orthop Trauma Surg*. 2019;139(11):1533-1541.
- [28] 李广州, 欧阳建元, 王清, 等. 枢椎环骨骨折损伤机制的三维有限元分析 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2022,32(2):160-168.
- [29] WU TK, MENG Y, WANG BY, et al. Biomechanics following skip-level cervical disc arthroplasty versus skip-level cervical discectomy and fusion: a finite element-based study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019;20(1):49.
- [30] SIM O, RYU D, LEE J, et al. Stress Distribution on Spinal Cord According to Type of Laminectomy for Large Focal Cervical Ossification of Posterior Longitudinal Ligament Based on Finite Element Method. *Bioengineering (Basel)*. 2022;9(10):519.
- [31] PANJABI MM, CRISCO JJ, VASAVADA A, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(24):2692-2700.
- [32] LIU Q, GUO Q, YANG J, et al. Subaxial Cervical Intradiscal Pressure and Segmental Kinematics Following Atlantoaxial Fixation in Different Angles. *World Neurosurg*. 2016;87:521-528.
- [33] 牛陆, 李娜, 柳茵, 等. 后纵韧带硬化对颈椎力学影响的三维有限元分析 [J]. *北京生物医学工程*, 2018,37(1):40-50.
- [34] 杨健, 王贵江, 崔晓雅. 颈椎后纵韧带骨化椎间盘及后纵韧带应力的有限元分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2021,29(1):64-68.
- [35] KIM KS. Clinical Effectiveness of Posterior Cervical Decompression and Fusion in Terms of Reducing OPLL Growth Versus Cervical Motion Preservation. *Neurospine*. 2019;16(3):492-493.
- [36] WANG J, QIAN Z, REN L, et al. Biomechanical comparison of optimal shapes for the cervical intervertebral fusion cage for C5-C6 cervical fusion using the anterior cervical plate and cage (ACPC) fixation system: a finite element analysis. *Med Sci Monit*. 2019;25:8379-8388.
- [37] CHEUNG ZB, GIDUMAL S, WHITE S, et al. Comparison of anterior cervical discectomy and fusion with a stand-alone interbody cage versus a conventional cage-plate technique: a systematic review and meta-analysis. *Global Spine J*. 2019;9(4):446-455.
- [38] 孔庆捷. ACAF 技术的生物力学与临床应用解剖学研究 [D]. 上海: 中国人民解放军海军军医大学, 2021.
- [39] WANG Z, ZHAO H, LIU JM, et al. Biomechanics of anterior plating failure in treating distractive flexion injury in the caudal subaxial cervical spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2017;50:130-138.
- [40] LI F, LI Z, HUANG X, et al. Comparison of two reconstructive techniques in the surgical management of four-level cervical spondylotic myelopathy. *Biomed Res Int*. 2015;2015:513906.
- [41] CHANG SW, KAKARLA UK, MAUGHAN PH, et al. Four-level anterior cervical discectomy and fusion with plate fixation: radiographic and clinical results. *Neurosurg*. 2010;66(4):639-646,646-647.
- [42] 彭建城, 姚晓玲, 凌海乾, 等. 颈前路减压融合后椎间植入物下沉的风险与预防 [J]. *中国组织工程研究*, 2023,27(27):4408-4413.
- [43] LIU J, WANG R, WANG H, et al. Biomechanical Comparison of a New Memory Compression Alloy Plate versus Traditional Titanium Plate for Anterior Cervical Discectomy and Fusion: A Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*. 2020;2020:5769293.
- [44] LEE DH, RIEW KD, CHOI SH, et al. Safety and Efficacy of a Novel Anterior Decompression Technique for Ossification of Posterior Longitudinal Ligament of the Cervical Spine. *J Am Acad Orthop Surg*. 2020;28(8):332-341.

(责任编辑: GD, ZN, QY, LIY)