

有限元分析全可视化内镜下椎板开窗减压治疗脊髓型颈椎病的生物力学特点

<https://doi.org/10.12307/2021.091>刘金玉¹, 丁逸苇², 卢正操¹, 高天君¹, 崔洪鹏¹, 李雯¹, 杜薇¹, 丁宇¹

投稿日期: 2020-09-17

送审日期: 2020-09-19

采用日期: 2020-10-24

在线日期: 2021-01-20

中图分类号:

R459.9; R311; R653

文章编号:

2095-4344(2021)24-03850-05

文献标识码: A

文章快速阅读:

对象:

- (1) 选择 1 例中年男性腰椎管狭窄志愿者;
- (2) 获取志愿者腰椎的 DICOM 数据。

建模:

- (1) 在 Mimics 软件中建立 C₄₋₇ 颈椎模型;
- (2) 再在 3-matic 中建立椎间盘模型及单双侧精准椎板全内镜下椎板开窗减压模型;
- (3) 在 Ansysworkbench 18.0 中建立韧带结构。

观察指标:

- (1) 在 3 种模型的 C₄ 上表面施加相同应力;
- (2) 模拟人体颈部在正常重力及在正常 6 种工况活动下椎间盘应力和位移变化。

文章特点一

△通过有限元模拟建立单双侧的全内镜下椎板开窗减压有限元模型, 进而与脊髓型颈椎病原始模型比较, 通过医学有限元软件从生物力学角度验证两种模型的力学变化, 从而验证手术的实用性及有效性。

结论:

- (1) 构建的生物力学手术模型及其力学分析与临床观察一致, 证实了建模的有效性;
- (2) 全内镜下椎板开窗减压手术针对脊髓型颈椎病的治疗创伤小, 可直接作用靶点, 术后对椎体稳定性影响较小, 无需辅助内固定重建节段稳定性。

文题释义:

颈椎有限元手术模拟建模: 模型首先通过获取人体腰椎 CT 资料, 以 DICOM 格式导入 Mimics 软件中建立 C₄₋₇ 模型, 再运用 3-matic 建立椎间盘和手术模型。将建好的模型进行网格划分, 在 Ansysworkbench 18.0 中进行材料赋值及韧带添加, 同时进行相关力学分析。

脊髓型颈椎病: 是指由于颈椎管狭窄、椎体后缘骨赘增生、后纵韧带钙化、椎间隙狭窄和椎间盘突出压迫脊髓而导致的临床综合征, 以 40-60 岁多见, 起病慢, 约 20% 有外伤史, 产生机制是由于致压物对椎体束(皮质脊髓束)的直接压迫或局部血供减少引起, 临床表现先从单侧或双侧下肢发沉、无力、发麻开始, 随之出现行走困难、双足踩棉花感觉、胸腹束带感等。

摘要

背景: 颈椎内镜下椎板开窗减压术中切除椎板及小关节时如处理不当易导致颈椎结构改变, 进而引起节段生物力学变化, 远期发生颈椎退变加速、椎体不稳等情况, 临床亟需了解颈椎全内镜下椎板开窗减压术对节段生物力学的影响及其相关解剖关系。

目的: 应用有限元逆向工程技术精准模拟内镜下椎板开窗减压术治疗脊髓型颈椎病的三维有限元模型, 进行生理状态下的颈椎生物力学研究。

方法: 获得 1 名志愿者的颈椎 CT 平扫数据, 导入 MIMICS 20.0 软件中, 建立 C₄₋₇ 有限元模型 M。将模型 M 导入 3-matic 软件, 模拟单侧 C₄₋₅ 椎板开窗模型 M1 及双侧 C₄₋₅ 椎板开窗模型 M2。在 ANSYS Workbench 18.0 软件中对以上 3 种模型施加生理活动时同等载荷的压力和扭矩, 对比分析 6 种工况(左/右侧弯、前屈、后伸、左/右向旋转运动)下的生物力学变化。

结果与结论: ①与模型 M 椎间盘所受应力比较, 模型 M1 在右侧弯时椎间盘 B、D 区域应力值增高 10%-16%, 模型 M2 在右侧弯时椎间盘 B、D 区域应力值增高 10%-15%, 在左侧弯时椎间盘 A、C 区域应力值增高 10%-14%; 与模型 M 椎间盘位移比较, 模型 M1 在左侧弯时椎间盘位移值增高 10%-17%, 模型 M2 在左/右侧弯时椎间盘位移值增高 10%-18%; 其他工况下 3 个模型 C₄₋₅ 椎间盘所受应力及位移值均无明显差异; ②结果表明, 经皮内镜下颈椎椎板开窗减压术治疗脊髓型颈椎病可实现精准可控, 单侧或双侧切除部分椎板及关节突关节 1/2 以内对手术节段生物力学稳定性影响小, 无需辅助内固定重建节段稳定性。

关键词: 骨; 脊髓型颈椎病; 脊柱内镜; 微创减压; 椎板开窗减压; 有限元分析; 生物力学

Finite element biomechanical study of full endoscopic fenestration decompression for cervical spondylotic myelopathy

Liu Jinyu¹, Ding Yiwei², Lu Zhengcao¹, Gao Tianjun¹, Cui Hongpeng¹, Li Wen¹, Du Wei¹, Ding Yu¹

¹Department of Orthopedics of TCM Clinical Unit, PLA General Hospital, Beijing 100048, China; ²School of Engineering Grade 2019, New York University, New York 11201, NY, USA

Liu Jinyu, Physician, Department of Orthopedics of TCM Clinical Unit, PLA General Hospital, Beijing 100048, China

Ding Yiwei, Master candidate, School of Engineering Grade 2019, New York University, New York 11201, NY, USA

Liu Jinyu and Ding Yiwei contributed equally to this article.

Corresponding author: Ding Yu, Chief physician, Department of Orthopedics of TCM Clinical Unit, PLA General Hospital, Beijing 100048, China

¹解放军总医院中医医学部骨伤科, 北京市 100048; ²纽约大学工程学院 2019 级, 美国纽约市 NY 11201

第一作者: 刘金玉, 男, 1992 年生, 河北省张家口市人, 汉族, 医师, 主要从事微创脊柱外科与生物力学研究。

共同第一作者: 丁逸苇, 男, 1997 年生, 北京市人, 汉族, 纽约大学工程学院在读硕士, 主要从事生物医学工程与脑机结合研究。

通讯作者: 丁宇, 主任医师, 解放军总医院中医医学部骨伤科, 北京市 100048

<https://orcid.org/0000-0002-9345-0515> (刘金玉)

基金资助: 首都临床诊疗技术研究与示范应用项目“富血小板血浆椎间盘注射联合椎间孔镜技术治疗腰椎间盘突出症及术后康复的临床研究”(Z191100006619028), 项目负责人: 丁宇

引用本文: 刘金玉, 丁逸苇, 卢正操, 高天君, 崔洪鹏, 李雯, 杜薇, 丁宇. 有限元分析全可视化内镜下椎板开窗减压治疗脊髓型颈椎病的生物力学特点[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(24):3850-3854.



Abstract

BACKGROUND: Improper treatment of the lamina and facet joints during the cervical spine fenestration decompression can easily lead to cervical structure transformation, which causes segmental biomechanical change, and in turn results in cervical vertebra degeneration acceleration and instability in the long run. Clinically, we need to understand how the endoscopic cervical spine fenestration decompression affects the segmental biomechanics and the related anatomic relevance.

OBJECTIVE: The finite element reverse engineering technology is used to accurately simulate the three-dimensional finite element model for the treatment of cervical spondylotic myelopathy with endoscopic cervical spine fenestration decompression, in order to study the biomechanics of cervical spine under physiological conditions.

METHODS: A volunteer's cervical vertebrae CT data were obtained and imported into MIMICS 20.0 software to establish C₄₋₇ finite element model M. The model M was imported into 3-matic software to simulate unilateral C₄₋₅ fenestration model M1 and bilateral C₄₋₅ fenestration model M2. ANSYS Workbench 18.0 software was used to apply same physiological conditions' pressures and torques for the above three models, and the biomechanical changes under six different working conditions, i.e., left/right bending, forward bending, backward extension and left/right rotation, were analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Compared with the intervertebral disc stress in model M, the stress value increased by 10% to 16% at intervertebral disc region B and D in model M1 at right bending, while increased by 10% to 15% in model M2 at right bending and increased by 10% to 14% at intervertebral disc region A and C at left bending. Compared with the intervertebral disc displacement in model M, the displacement of the intervertebral disc in model M1 increased by 10%–17% at left bending, and in model M2, the displacement of intervertebral disc increased by 10%–18% at left/right bending. The stress and displacement values of the C₄₋₅ intervertebral discs in the three models showed no significant difference under other working conditions. (2) The results showed that the treatment of cervical spondylotic myelopathy with endoscopic cervical spine fenestration decompression could achieve accurate control, and there have little impact on the biomechanical stability of the surgical segment in both unilateral or bilateral decompression when removing partial lamina and facet joint within 1/2, and thus no auxiliary internal fixation is required to reconstruct segmental stability.

Key words: bone; cervical spondylotic myelopathy; spinal endoscopy; minimally invasive surgery; fenestration decompression; finite element analysis; biomechanics

Funding: the Capital Clinical Diagnosis and Treatment Technology Research and Demonstration Application Project, No. Z191100006619028 (to DY)

How to cite this article: LIU JY, DING YW, LU ZC, GAO TJ, CUI HP, LI W, DU W, DING Y. Finite element biomechanical study of full endoscopic fenestration decompression for cervical spondylotic myelopathy. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu.* 2021;25(24):3850-3854.

0 引言 Introduction

脊髓型颈椎病是临床上常见引起颈肩疼痛麻木和肢体功能障碍的疾病之一, 严重危害人们身体健康, 由于人们现代生活方式的改变, 因脊髓型颈椎病导致的各种疼痛麻木无力症状呈现年轻化趋势^[1]。脊髓型颈椎病的传统治疗方式多采用开放减压手术和融合手术, 但此类手术存在手术创伤大、并发症较多、术后患者恢复时间长等问题。随着医学技术的发展, 颈椎后路微创手术治疗脊髓型颈椎病已成为有效的手术方式之一, 具有创伤小、疗效好、恢复快、有利于早期康复等优点^[2-3]。基于解放军总医院中医医学部骨伤科既往腰椎管狭窄症行内镜下椎板开窗减压手术的经验, 针对颈椎退行性疾病开展了内镜下椎间孔切开及颈椎管后路开窗减压(一种是针对神经根, 一种是针对脊髓)手术, 但是颈椎内镜下椎板开窗减压术中切除椎板及小关节时, 如果处理不当易导致颈椎结构改变, 进而引起节段生物力学变化, 远期发生颈椎退变加速、椎体不稳等情况^[3-4], 临床亟需了解颈椎内镜下椎板开窗减压手术对节段生物力学的影响及其相关解剖关系。

鉴于有限元虚拟仿真数值计算方法在脊柱生物力学中的广泛应用, 通过模拟各种复杂力学场景解决了传统脊柱生物力学研究中环境因素影响大、耗时长、费用高等问题, 成为研究脊柱生物力学的有效工具^[5-7]。实验通过建立志愿者颈椎有限元模型, 模拟颈椎内镜下椎板开窗减压手术方式, 进行有限元生物力学对比分析。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 计算机建模与生物力学仿真实验。

1.2 时间及地点 实验于 2020-03-12/08-23 在解放军总医院中医医学部骨伤科生物力学仿真模拟实验室完成。

1.3 材料 选择男性志愿者一名, 48 岁, 体质量 80 kg, 身高

179 cm, X 射线片排除颈椎骨骼异常。对志愿者颈胸椎进行 CT 薄层扫描, 层厚 0.52 mm, 共 480 层, 各断层 Image 以 DICOM 格式输出到计算机。计算机硬件使用单位工程台式电脑, CPU i9-9820X, 独立显卡, 8 核, 内存为 16 GB, 硬盘 2 T。

应用介于工程制造与医学领域之间的 Mimics 20.0(比利时 Materialise 公司) 逆向工程软件, 将 CT 扫描数据编辑建立颈椎 3D 骨性模型; 应用三维解析软件 3-matic(Materialise 公司, 比利时) 模拟关节软骨、椎间盘、皮质骨和松质骨等组织; 应用 Geomagic studio(美国 Geomagic 公司) 软件对 C₄₋₇ 节段模型进行 NURBS 曲面构造; 最后应用 Ansys Workbench 18.0 软件对颈椎模型设置弹性模量、泊松比、静力载荷, 进行正常工况下的力学分析。

1.4 实验方法

1.4.1 C₄₋₇ 节段有限元模型的建立 将志愿者 CT 断层图像无损模式导入软件 Mimics 20.0 中进行三维逆向重建, 应用阈值提取、填充、分割、编辑等工具分离出骨性结构, 模拟计算建立 3D 模型。将 3D 模型进行光滑处理, 减少多余三角面片, 形成 C₄₋₇ 模型结构。以 STL 格式导出至 3-matic 软件中。

在 3-matic 中进行面片提取、局部处理、布尔运算等操作, 建立 C₄₋₇ 节段椎间盘、软骨、骨皮质、骨松质等 3D 仿真虚拟模型, 完成 C₄₋₇ 三维实体建模工作(图 1)。

将实体模型导入 Geomagic 13.0 中进行曲面构建, 合理修理毛刺及空洞, 然后对表面面片进行网格医生修复、精准曲面编辑等操作, 保证各个实体结构的三角面片是封闭的, 最后拟合得到空间封闭的 NURBS 曲面模型, 建立完成志愿者颈椎有限元模型 M。

在 3-matic 中对 NURBS 曲面结构模型进行面网格、体网格划分, 然后将体面网格模型同时导出到 Ansys Workbench 18.0 中, 对模型各结构予以设置弹性模量及泊松比, 对模型

整体设置结构静力分析、载荷编辑和生理工况下力学分析研究。

1.4.2 C₄₋₇ 节段内镜下椎板开窗减压手术有限元模型建立 在 C₄₋₇ 模型中, 应用 3-matic 软件模拟内镜下椎板开窗减压手术方式, 模拟脊柱内镜视下操作, 以 C₄-C₅ 椎体 V 点为标志点, 向外切除 C₄-C₅ 关节突内侧 1/2, 向内切除上下部分椎板直至棘突根部, 建立椎板开窗、椎管减压手术模型, 模型 M1 及 M2 分别为单侧、双侧内镜下椎板开窗减压术式 (图 2)。

1.4.3 材料属性、边界条件及结构静力分析验证 针对模型 M、M1、M2 进行网格划分, 创建结构静力分析环境, 对以上模型骨皮质、骨松质、髓核、纤维环、关节软骨等结构设置成均匀分布, 并对各组织结构进行材料属性设置, 参数均来自文献 [8-12] (表 1)。关节软骨之间采用非线性面通用的接触设置关系, 其他默认为绑定接触。约束 C₇ 椎体下缘所有节点, 将各方向的位移设置为零, C₄ 不受任何约束, 用于承受载荷。在 C₄ 上面施加 75 N 轴向压力作用 (图 3), 模拟正常人颈部生理状态平均受力^[13], 将椎间盘受力区域分为 4 个部分 (图 4), 并通过提取每个区域的压力平均值进行对比研究。同时在 C₄ 上表面行 1.8 N·m 力矩模拟, 测试颈椎在左 / 右侧弯、前屈、后伸、左 / 右向旋转运动时的颈椎最大位移变化, 参考来自脊柱生物力学经典体外实验^[14-15]。

表 1 | 颈椎 C₄₋₇ 有限元模型的材料特性
Table 1 | Material properties of C₄₋₇ finite element model of the cervical spine

材料	杨氏模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	12 000	0.3
松质骨	450	0.3
终板	1 000	0.4
纤维环	4.2	0.4
髓核	1.4	0.48
关节软骨	10	0.3
前纵韧带	30	0.3
后纵韧带	20	0.3
黄韧带	3.1	0.4
棘突间韧带	4.9	0.4

1.5 主要观察指标 观察颈椎模型 M、M1、M2 在 6 种工况下的位移变化并进行比较, 同时观察椎间盘各区域受力平均值并进行比较。

2 结果 Results

2.1 颈椎有限元模型建立后验证 建立 C₄₋₇ 模型 M 共计 88 395 个单元和 19 586 个节点, 模型 M1 共计 87 884 个单元和 18 599 个节点, 模型 M2 共计 86 992 个单元和 18 256 个节点。

2.2 颈椎有限元模型椎间盘的应力值 在 C₄ 上表面行 75 N 垂直向下压力及 1.8 N·m 纯力扭矩, 将术后模型 M1、M2 与志愿者模型 M 进行对比分析, 测试比较 6 种工况下椎间盘 A、B、C、D 4 个区域的应力值。与模型 M 比较, 模型 M1 在右侧弯活动时椎间盘 B、D 区域应力增高 10%-16%, 其他生理活动无明显差异; 模型 M2 在右侧弯活动时 B、D 区域应力

增高 10%-15%, 在左侧弯活动时 A、C 区域增高 10%-14%, 其他生理活动无明显差异, 见图 5。

2.3 颈椎有限元模型的位移 与模型 M 相比, 模型 M1 在右侧弯时的位移增加 10%-17%, 模型 M2 在左、右侧弯时的位移增加 10%-18%, 各模型其他工况下位移变化较为接近, 见表 2, 图 6。

表 2 | 在 1.8 N·m 纯力偶矩作用下颈椎各模型 C₄₋₇ 位移值比较 (mm)
Table 2 | Comparison of C₄₋₇ displacement values of cervical spine models under 1.8 N·m pure couple moment

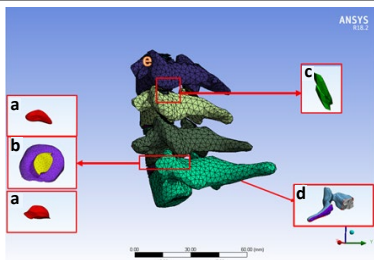
加载方向	模型 M	模型 M1	模型 M2
前屈	1.58	1.62	1.56
后伸	1.12	1.13	1.09
左侧弯	1.33	1.91	1.87
右侧弯	1.35	1.51	1.85
左旋转	1.46	1.53	1.59
右旋转	1.25	1.33	1.29

表注: M 为颈椎有限元模型, M1 及 M2 分别为单侧、双侧内镜下椎板开窗减压术式模型

3 讨论 Discussion

脊髓型颈椎病占颈椎病的 10%-15%, 以 40-60 岁多见, 起病较慢, 约 20% 有外伤史, 发病源于颈椎退行性改变或突然外力作用而引起脊柱受力平衡失调, 导致椎间盘纤维环破裂、髓核突出挤压脊髓, 或颈椎长期受力不均匀而引起椎体后缘骨赘增生、后纵韧带钙化、椎间隙狭窄挤压脊髓产生肢体麻木、肌力减弱及大小便功能障碍等症状。脊髓型颈椎病一经诊断应尽早手术治疗。内镜下椎板开窗减压手术治疗脊髓型颈椎病具有较明显优势: ①创伤小、住院时间短、出血少、恢复快; ②内镜下视野清晰且有放大效应, 可明显增加组织结构的辨识度, 降低神经和血管损伤的风险; ③开窗减压范围可控, 对脊柱稳定性影响较小; ④局麻下手术, 术中患者可及时向术者反馈情况等^[14-15]。

多数脊髓型颈椎病常需手术治疗, 目的在于脊髓减压与稳定性重建, 开放手术常被视为脊髓型颈椎病治疗的金标准。前路手术能够直接取出致压物, 但存在手术创伤大、并发症多、椎体间植骨不愈合等缺点; 后路椎板成形术为间接减压, 多用于脊髓型颈椎病多节段颈椎退变, 但仍存在轴性疼痛、后凸畸形、术后“再关门”等问题。后路开放 Keyhole 关节突椎板切除术适用于短节段侧方型椎间盘突出症, 也可在脊髓型颈椎病椎板成形术中配合使用, 扩大椎管神经根管; 在此基础上, 早期经皮内镜 Keyhole 手术应用于神经根型颈椎病, 随临床经验积累扩展为内镜下椎板开窗减压术, 即为颈椎内镜下椎板开窗减压手术^[16-17]。颈椎后路内镜下椎板开窗减压手术治疗脊髓型颈椎病疗效确切, 正日益受到微创脊柱外科医师的关注, 但仍处于早期临床探索阶段。吴超等^[18]进行了颈椎半椎板开窗术后节段稳定性的有限元生物力学研究, 指出单侧半椎板切除合并小关节切除后会增加节段关节囊、椎间盘纤维环和终板的应力, 小关节切除超过 50% 可引起相应节段纤维环与皮质骨的应力增加, 但内镜下椎板开窗减压的生物力学研究未见报道。



图注：d 为骨皮质、骨松质，a 为上下终板，b 为纤维环、髓核，c 为关节软骨，e 为椎体

图 1 | 建立 C₄₋₇ 三维有限元模型 M

Figure 1 | Construction of C₄₋₇ three-dimensional finite element model M

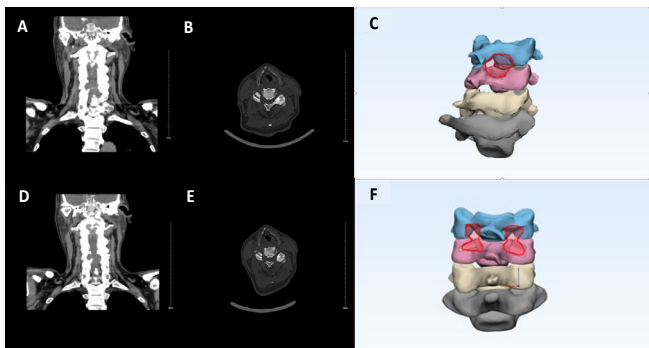


图 2 | 内镜下椎板开窗减压术后 CT 扫描图像及有限元仿真模型

Figure 2 | CT images and finite element model after endoscopic cervical spine fenestration decompression

图注：A、B 为 C₄₋₅ 节段单侧内镜下椎板开窗减压术后冠状位和横断位 CT 扫描图像；C 为 C₄₋₅ 节段单侧内镜下椎板开窗减压手术模型 (M1)；D、E 为 C₄₋₅ 节段双侧内镜下椎板开窗减压术后冠状位和横断位 CT 扫描图像；F 为 C₄₋₅ 节段双侧内镜下椎板开窗减压手术模型 (M2)

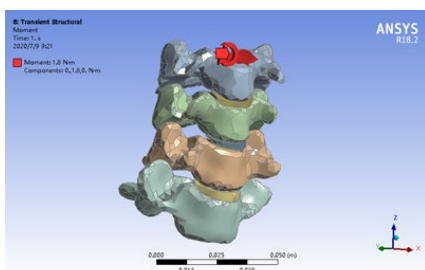


图 3 | 颈椎加载受力模型

Figure 3 | Loaded model of the cervical spine

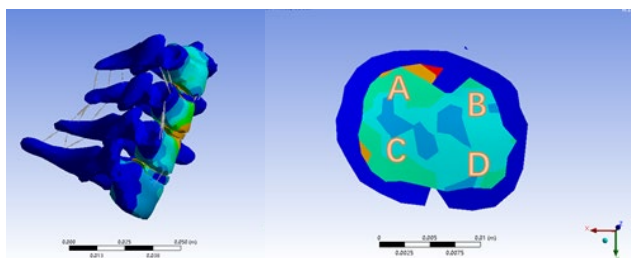


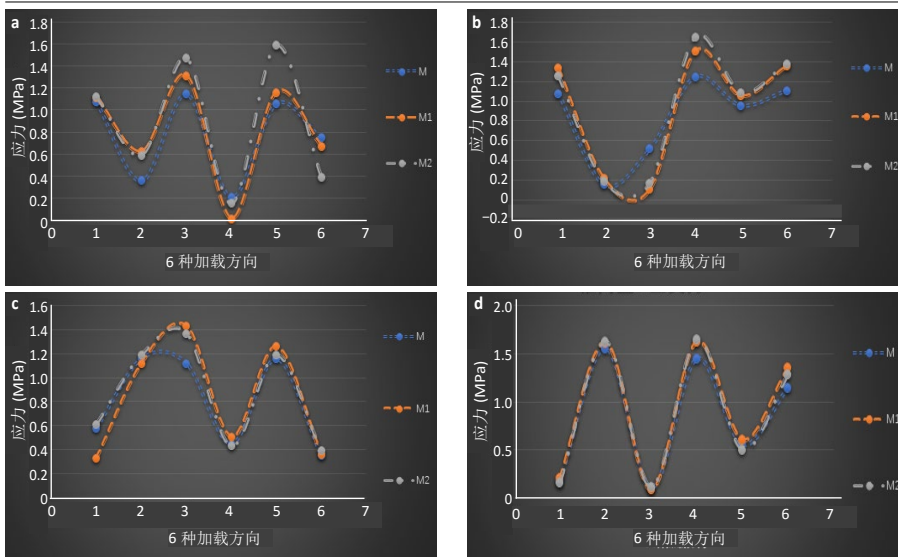
图 4 | 椎体 C₄₋₇ 受力云图 (左) 及 C₄₋₅ 椎间盘受力云图 (右)

Figure 4 | Force cloud map of vertebral body C₄₋₇ (left) and the force cloud map of C₄₋₅ intervertebral disc (right)

分析如椎间关节受力及有限元分析有待后期研究。为探讨颈椎微创手术时医源性脊椎结构变化与应力失衡的关系，指导更加精准安全的微创操作，增加开窗减压范围的可控性，可通过生物力学分析及相应的有限元技术进行验证^[21-24]。

实验通过建立志愿者颈椎有限元模型，模拟全可视化颈椎管减压手术节段椎间盘受力和整体脊椎位移变化，结果显示，单侧内镜下椎板开窗减压在右侧弯时椎间盘 B、D 区域所受应力及整体脊椎位移值有轻度增高，双侧内镜下椎板开窗减压在左、右侧弯时整个椎间盘应力及脊椎位移值轻度增高，所有测试数值变化均在 20% 以内。颈椎内镜减压通过水介质操作，全可视化镜下解剖结构清晰可见，手术操作中关节突及椎板切除范围精准可控，椎板及关节突切除范围控制在 1/2 以内即可有效维持手术节段稳定性，避免因骨性结构破坏而出现医源性失稳的情况。随着脊柱内镜技术的不断革新，手

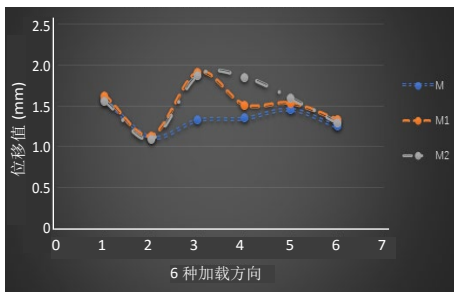
术方式和适应证不断丰富拓展，临床上内镜辅助颈椎椎板开窗减压手术应用日益广泛，单侧或双侧椎板成形减压可有效扩大颈椎管容积，结合硬膜囊或神经根腹侧致压物摘除达到与开放颈椎管扩大成形术相近的临床疗效，针对脊髓型及神经根型颈椎病均取得较满意疗效，但欠缺相应基础研究及远期随访观察。实验从生物力学角度证实了内镜下椎板开窗减压手术的可靠性及实用性，与既往颈椎开放手术研究一致，证实了单或双侧 50% 小关节切除后节段的稳定性可有效保留；同时，内镜下减压操作使得操作范围更为精准可靠，显著降低医源性不稳等并发症发生率。在精准、可控、有限切除椎板、关节突的前提下，内镜下椎板开窗减压手术不会影响整体颈椎及节段的稳定性，提示无需附加内固定重建颈椎稳定性，使得手术更为安全、绿色，避免了融合内固定所致一系列并发症，有利于术后尽早功能锻炼，契合快速康复外科理念。



图注：M 为颈椎有限元模型，M1 及 M2 分别为单侧、双侧内窥镜下椎板开窗减压术式模型。a-d 分别为椎间盘 A、B、C、D 区的应力，1 代表前屈，2 代表后伸，3 代表左侧屈，4 代表右侧屈，5 代表左向旋转，6 代表右向旋转。与模型 M 比较，模型 M1 在右侧弯活动时椎间盘 B、D 区域应力增高 10%~16%，模型 M2 在右侧弯活动时 B、D 区域应力增高 10%~15%，在左侧弯活动时 A、C 区域增高 10%~14%

图 5 | 在 6 种加载工况下 3 种模型椎间盘各区应力

Figure 5 | Stress in each disc region of each model under six loading conditions



图注：M 为颈椎有限元模型，M1 及 M2 分别为单侧、双侧内窥镜下椎板开窗减压术式模型。1 代表前屈加载方向，2 代表后伸加载方向，3 代表左侧屈，4 代表右侧屈，5 代表左向旋转，6 代表右向旋转。与模型 M 相比，模型 M1 在右侧弯时的位移增加 10%~17%，模型 M2 在左、右侧弯时的位移增加 10%~18%

图 6 | 在 6 种加载工况下各模型位移值的比较

Figure 6 | Comparison of displacement values of each model under six loading conditions

4 参考文献 References

[1] 杨宝林, 张绍东, 王小虎, 等. 颈椎后路改良单开门椎管扩大成形术治疗多节段脊髓型颈椎病的疗效分析 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2018, 28(4): 289-296.

[2] 张斌, 冯品, 高峰, 等. 后路经皮内镜下颈椎间孔切开术治疗单节段骨性椎间孔狭窄的临床疗效 [J]. 西部医学杂志, 2019, 31(8): 1252-1268.

[3] NASTO LA, MUQUIT S, PEREZ-ROMERA AB, et al. Clinical outcome and safety study of a newly developed instrumented French-door cervical laminoplasty technique. *J Orthop Traumatol*. 2017; 18(2): 135-143.

[4] INOUE A, IKATA T, KATO H. Spinal deformity following surgery for spinal cord tumors and tumorous lesions: analysis based on an assessment of the spinal functional curve. *Spinal Cord*. 1996; 34(9): 536-542.

[5] ADAMS MA, DOLAN P. Spine biomechanics. *J Biomech*. 2005; 38(10): 1972-1983.

[6] 陈铎, 秦太平, 张晓刚, 等. 有限元分析法在脊柱生物力学中的研究进展 [J]. 中国疼痛医学杂志, 2020, 26(3): 208-216.

[7] HU X, LIU L. Progress on the cause and mechanism of a separation of clinical symptoms and signs and imaging features in lumbar disk herniation. *Zhongguo Gu Shang*. 2015; 28(10): 970-975.

[8] WANG Y, WANG L, DU C, et al. A comparative study on dynamic stiffness in typical finite element model and multi-body model of C6-C7 cervical spine segment. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2016; 32(6): e02750.

[9] DENG Z, WANG K, WANG H, et al. A finite element study of traditional Chinese cervical manipulation. *Eur Spine J*. 2017; 26(9): 2308-2317.

[10] SEIPEL RC, PINTA FA, YOGANANDAN N, et al. Biomechanics of calcaneal fractures: a model for the motor vehicle. *Clin Orthop Relat Res*. 2001; 388: 218-224.

[11] VOO LM, KUMARESAN S, YOGANANDAN N, et al. Finite element analysis of cervical facetectomy. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997; 22(9): 964-969.

[12] TEO EC, LEE KK, QIU TX, et al. The biomechanics of lumbar graded facetectomy under anterior-shear load. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004; 51(3): 443-449.

实验建立的有限元模型能够模拟志愿者颈椎及单双侧内窥镜下椎板开窗减压术后颈椎几何结构，同时基于文献资料数据所提供的颈椎材料属性，利用计算机模拟人体正常生理运动，获得颈椎各部分组织应力分布及传导情况的集中数据，有效分析了针对脊髓型颈椎病微创手术的实用性及可靠性，亦为将来手术技术改进提供理论支持。当然，计算机模拟与人体实际生理运动仍存在一定差距，联合模拟椎旁肌肉韧带活体状态及更为精细的生物力学实验将会提供更可靠的研究结论。

作者贡献：由第一作者和通讯作者负责实验设计，第一作者负责实验实施，卢正操、高天君收集数据，崔洪鹏、杜薇负责校对。

经费支持：该文章接受了“首都临床诊疗技术研究和示范应用项目 (Z191100006619028)”的资助。所有作者声明，经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

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

写作指南：该研究遵守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》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

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。

[13] ZHAO L, CHEN J, LIU J, et al. Biomechanical analysis of anterior transpedicular screw-fixation after two-level cervical corpectomy using finite element method. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018; 60: 76-82.

[14] FINN MA, BRODKE DS, DAUBS M, et al. Local and global subaxial cervical spine biomechanics after single-level fusion or cervical arthroplasty. *Eur Spine J*. 2009; 18(10): 1520-1527.

[15] 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.

[16] 刘国萍, 曹奇, 唐国军, 等. 经皮内镜下 Key-Hole 技术治疗旁中央型颈椎间盘突出症 [J]. 中国修复重建外科杂志, 2020, 34(7): 895-899.

[17] 王毅飞, 王胜利, 卢彦肖, 等. 颈椎后路单开门椎管成形并神经根管扩大治疗脊髓型颈椎病的疗效观察 [J]. 临床医学工程, 2020, 27(5): 561-562.

[18] 吴超, 王振宇, 林国中, 等. 颈椎单侧半椎板及不同程度小关节切除术后生物力学变化的有限元分析 [J]. 中华神经外科疾病研究杂志, 2018, 17(4): 352-356.

[19] DUAN Y, WANG HH, JIN AM, et al. Finite element analysis of posterior cervical fixation. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015; 101(1): 23-29.

[20] ZENG ZL, ZHU R, WU YC, et al. Effect of graded facetectomy on lumbar biomechanics. *J Healthc Eng*. 2017; 2017: 7981513.

[21] 樊瑜波, 邓小燕. 生物力学建模仿真与应用 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017: 1-5.

[22] 丁宇, 朱腾月, 阮狄克, 等. 经皮内镜辅助椎间融合治疗腰椎不稳的生物力学评价 [J]. 中国骨与关节杂志, 2017, 6(10): 724-729.

[23] GOEL VK, KIM YE, LIM TH, et al. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1988; 13(9): 1003-1011.

[24] 王辉昊, 詹红生, 陈博, 等. 正常人全颈椎 (C0-T1) 三维有限元模型的建立与验证 [J]. 生物医学工程学报, 2014, 31(6): 1238-1242.

(责任编辑: GW, ZN, SX)