

· 基础研究 ·

下颈椎两节段椎体次全切后前路椎弓根螺钉固定系统重建稳定性有限元模型的建立

李杰¹, 赵刘军², 干开丰¹, 陈斌辉¹, 陈意磊^{3,4}, 桑裴铭¹, 贝迪恺¹, 范腾迪¹, 赵凤东^{3,4}

(1.宁波市医疗中心李惠利医院, 浙江 宁波 315000; 2.宁波市第六医院脊柱外科, 浙江 宁波 315000; 3.浙江大学医学院附属邵逸夫医院骨科, 浙江 杭州 310016; 4.浙江省骨骼肌肉退变与再生修复转化研究重点实验室, 浙江 杭州 310016)

【摘要】 目的: 建立下颈椎(C₃-C₇)两节段椎体次全切后的前路椎弓根螺钉内固定系统(anterior cervical transpedicular system, ACTPS)的固定模型, 为下颈椎前路重建提供一种内固定手术的有限元建模方法。方法: 采集 1 名 30 岁成年健康男性志愿者颈段(C₁-T₁)的 CT 数据, 应用 Mimics 10.0、Rapidform XOR3、Hypermesh10.0、CATIA5V19、ANSYS 14.0 软件建立下颈椎(C₃-C₇)三维非线性的完整模型作为完整组。记录完整组模型的单元数和节点数, 对完整模型进行有效性验证后行 C₅、C₆ 两节段椎体次全切, 建立 ACTPS 模型作为 ACTPS 组, 分别在完整组和 ACTPS 组的 C₃ 上施加 75 N 的轴向压力和 1N·m 的纯力偶矩, 使完整组和 ACTPS 组模型在屈伸、侧弯、旋转方向运动, 分析 ACTPS 组的椎间活动度和应力分布情况并与完整组比较。结果: 试验建立了正常人的下颈椎(C₃-C₇)三维非线性有限元模型, 完整模型包括 85 832 个单元, 23 612 个节点。构建的 ACTPS 内固定模型应力分布比较均匀, 与完整组比较, ACTPS 组的整体活动度在屈伸、侧屈、旋转方向上分别减小, 相应的邻近 C_{3,4} 节段代偿性轻微增加。结论: ACTPS 固定系统的应力分布均匀, 螺钉与钛板结合部位未出现应力集中区域, 内固定断裂风险低, 适合于两节段及以上颈椎前路减压后稳定性重建。

【关键词】 颈椎; 椎体; 内固定装置; 有限元分析

中图分类号: R681.5

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2022.02.017

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Establishment of finite element model of anterior cervical transpedicular system for reconstruction of cervical stability after subtotal resection of two segments of lower cervical spine LI Jie, ZHAO Liu-jun, GAN Kai-feng, CHEN Bin-hui, CHEN Yi-lei, SANG Pei-ming, BEI Di-kai, FAN Teng-di, and ZHAO Feng-dong*. *Department of Orthopaedic Surgery, Sir Run Run Shaw Hospital Affiliated to Medical College of Zhejiang University, Hangzhou 310016, Zhejiang, China

ABSTRACT Objective: To establish the fixation model of anterior cervical transpedicular system (ACTPS) after subtotal resection of two segments of lower cervical spine (C₃-C₇) in order to provide a finite element modeling method for anterior cervical reconstruction. **Methods:** The CT data of the cervical segment (C₁-T₁) of a 30-year-old adult healthy male volunteer was collected. Used Mimics 10.0, Rapidform XOR3, HyperMesh 10.0, CATIA5V19 and ANSYS 14.0 to establish the three-dimensional nonlinear complete model of lower cervical spine (C₃-C₇) as the intact group. The number of units and nodes of the complete model were recorded. After the effectiveness of the complete model was verified, the C₅ and C₆ vertebral subtotal resection was performed, and the ACTPS model was established as the ACTPS group. The axial force of 75 N and moment couple of 1N·m was loaded on the upper surface of C₃ in intact group and ACTPS group, the range of motion (ROM) and stress distribution in states of flexion extension, lateral flexion, rotation was compared between two groups. **Results:** There were 85 832 elements and 23 612 nodes in the complete model of lower cervical spine (C₃-C₇) which was established in this experiment. The stress distribution of ACTPS internal fixation model was relatively uniform. Comparing with the intact group, the overall range of motion in ACTPS group was decreased in flexion extension, lateral flexion and rotation directions, and the corresponding compensation of adjacent C_{3,4} segment was increased slightly. **Conclusion:** The stress distribution of ACTPS fixation system is uniform, there is no stress concentration area at the joint of screw and titanium plate, and the fracture risk of internal fixation is low. It is suitable for stability reconstruction after anterior decompression of two or more cervical segments.

KEYWORDS Cervical vertebrae; Vertebral body; Internal fixation devices; Finite element analysis

基金项目: 浙江省医药卫生科技项目(编号: 2018KY725); 宁波市自然科学基金项目(编号: 202003N4279)

Fund program: Medical and Health Technology Program of Zhejiang Province of China (No. 2018KY725)

通讯作者: 赵凤东 E-mail: zhaofengdong@zju.edu.cn

Corresponding author: ZHAO Feng-dong E-mail: zhaofengdong@zju.edu.cn

颈椎前路手术目前作为一种标准的外科术式在临床上广泛被应用。大部分颈椎退变性疾病患者,通过颈椎前路手术选择进行节段性的椎间盘切除后植骨融合内固定术,可以达到较好的临床效果和稳定性。但是,对于颈椎肿瘤、累及椎体水平的病变以及颈椎严重创伤等导致的椎管前方广泛压迫为主的疾病,往往需要进行椎体次全切 (anterior cervical corpectomy and fusion, ACCF) 或多节段的 ACCF, 而根据文献报道颈椎多节段 (>2 个节段) 前路重建手术,特别是对那些必须行前路多节段椎体次全切而不补充后路手术的情况,并发症发生率较高^[1-2]。因此,对于 ≥ 2 个节段椎体次全切除的患者来说,前后路手术被认为是一种较为理想的治疗方法,但它需要补充后路椎弓根或侧块固定的二次手术,增加了手术风险和并发症的发生率^[3]。于是,有学者提出了下颈椎前路椎弓根螺钉固定的手术方法,它是在不需要补充后路手术的情况下依靠提高钉-骨界面的铆合力来增加初始的重建稳定性,这将为那些需要多节段颈椎前路重建的患者提供了一种极具价值的手术方法^[4]。本研究利用正常人颈椎的 CT 扫描数据,在前期获得国家专利的复合式下颈椎前路椎弓根螺钉锁定钢板系统^[5](如图 1)的基础上建立两节段椎体次全切除后下颈椎前路椎弓根螺钉内固定系统 (anterior cervical transpedicular system, ACTPS) 重建稳定性的有限元模型,通过有限元的方法分析内固定系统的应力分布情况,为后续的临床应用提供生物力学依据。报告如下。

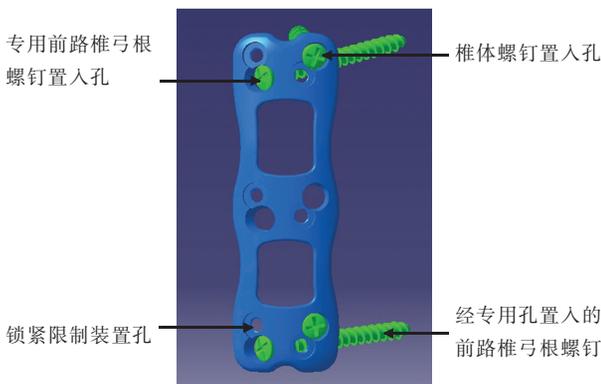


图 1 下颈椎前路椎弓根螺钉钢板系统
Fig.1 Anterior pedicle screw fixation system of the lower cervical spine

1 资料与方法

1.1 一般资料

选择 1 名 30 岁成年健康男性志愿者作为研究对象,身高 174 cm,体重 65 kg,既往无颈椎疾病、创伤及手术史,获伦理委员会批准后,签署知情同意书,拍摄常规颈椎正侧位、过伸过屈位 X 线片,排除

颈椎畸形、骨折、骨质破坏、不稳等情况后采集颈椎 CT 数据。志愿者平卧在 CT 扫描床上,调整扫描床使扫描区域位于扫描中心,利用 64 排螺旋 CT,由头侧开始连续扫描,范围为 C₁-T₁。提取原始数据,以 Dicom 格式保存。将 CT 原始数据导入计算机,选择 C₃-C₇ 的 CT 数据,导入到 Mimics 10.0 软件中,利用 Mimics 软件把 CT 数据转化为 STL 格式数据,通过逆向工程软件 Rapidform XOR3 对数据中的图像进行修补、去噪、铺面并转化为曲面模型。再将曲面模型导入到三维建模软件 CATIA 中,对曲面修补和缝合最后得到完整的下颈椎三维实体模型(图 2)。

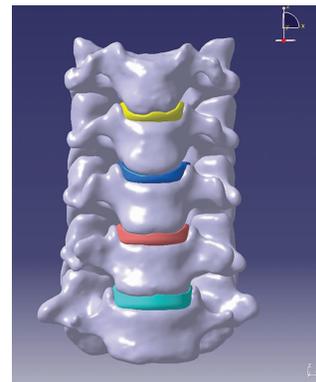


图 2 下颈椎三维实体模型
Fig.2 Three-dimensional solid model of the lower cervical spine

1.2 单元格的划分

以 Stp.格式将模型导入到 Hypermesh 软件中进行网格划分,在它强大的拓扑分区和网格划分功能支持下将网格质量的 Jacobian 比控制在 0.6 以上。皮质骨、松质骨及终板均采用三维四面体实体 (C3D4) 单元进行网格划分,所有韧带采用 combine 39 单元进行网格划分,纤维环采用 Rebar 单元,髓核采用 Fluid 单元分别进行网格划分。

1.3 韧带和材料属性

建立的下颈椎三维非线性模型如图 3。韧带的附着点及走行参考已发表的相关文献^[6-9]。通过载荷-变形关系的曲线直接进行材料赋值,所有韧带的载荷-变形曲线分为中性区、弹性区、塑性区以及破坏失效区。参考相关文献^[6-9],同时忽略材料塑性和失效区,进行拟合后的下颈椎各韧带的载荷-变形曲线见图 4。研究中的韧带参数主要根据已发表的下颈椎有限元分析的相关文献^[6-9]确定(表 1)。

1.4 模型的约束边界

将模型导入到 ANSYS 软件中,对它进行约束,使 C₇ 下终板所有节点在各个方向上的位移为 0 mm, C₃ 不受限制。在下颈椎模型旋转轴上选择 2 个参考点,连成一条线,通过这条线在加载前后的夹角来得



图 3 三维非线性模型 3a. 正面观 3b. 侧面观 3c. 后面观

Fig.3 Three-dimensional nonlinear model 3a. Anterior view 3b. Lateral view 3c. Posterior view

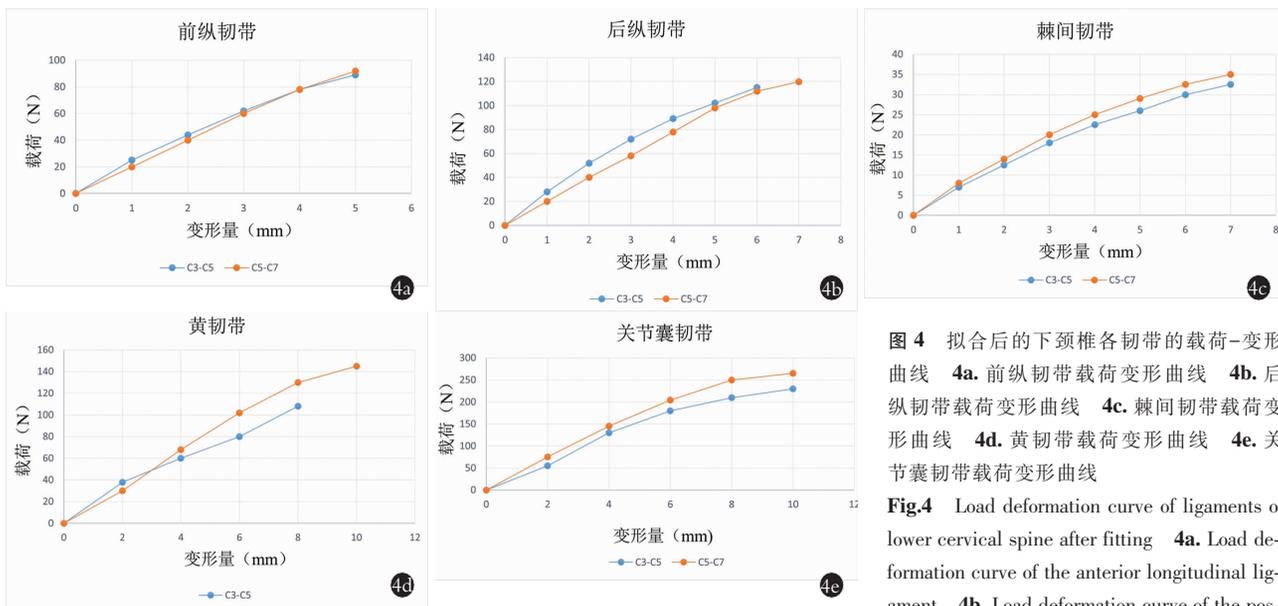


图 4 拟合后的下颈椎各韧带的载荷-变形曲线 4a. 前纵韧带载荷变形曲线 4b. 后纵韧带载荷变形曲线 4c. 棘间韧带载荷变形曲线 4d. 黄韧带载荷变形曲线 4e. 关节囊韧带载荷变形曲线

Fig.4 Load deformation curve of ligaments of lower cervical spine after fitting 4a. Load deformation curve of the anterior longitudinal ligament 4b. Load deformation curve of the posterior longitudinal ligament 4c. Load deformation curve of the interspinous ligament 4d. Load deformation curve of the ligamentum flavum 4e. Load deformation curve of joint capsule ligament

表 1 有限元模型中材料的单元类型和弹性模量及泊松比

Tab.1 Element type, elastic modulus and Poisson's ratio of materials in finite element model

组织	单元类型	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	C3D4 单元	12 000	0.3
松质骨	C3D4 单元	100	0.2
椎弓	C3D4 单元	600	0.3
纤维环	Solid 单元	4.7	0.45
胶原纤维	Rebar 单元	500	0.3
髓核	fluid 单元	1 666.7*	
韧带	combine39 单元	非线性弹性曲线	

注: *体积模量

Note: *Bulk modulus

出椎体运动的角度, 然后 2 个椎体的角度相减就是它们之间相对运动度, 具体测量参照 Panjabi 等^[10]介绍的方法。

1.5 模型的加载

为了模拟头部重量, 参照 Clausen 等^[11]报道的方法, 对模型的参考点加载 75 N 的轴向压力, 加载 1 N·m 纯力偶矩, 使颈椎在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转 6 种方向上运动。参照上面的方法计算各节段的椎体间活动度 (range of motion, ROM)。通过 Von Mises 应力云图将模型在不同工况条件下的应力分布情况显示出来, 不同色彩表示不同的应力, 色彩的范围表示应力分布区域的大小(图 5)。

1.6 模型的有效性验证

在不同工况下测量各个椎体间的活动度, 并与体外生物力学的测试结果进行对比, 判断模型是否符合正常人体生理状态下的椎间活动度。ROM 的测量方法如上, 目前最常用的是与 Moroney 等^[12]和 Panjabi 等^[13]的生物力学研究结果进行比较来验证。

1.7 两节段椎体次全切除减压手术模型的建立

在下颈椎(C₃-C₇)三维模型的基础上进行手术

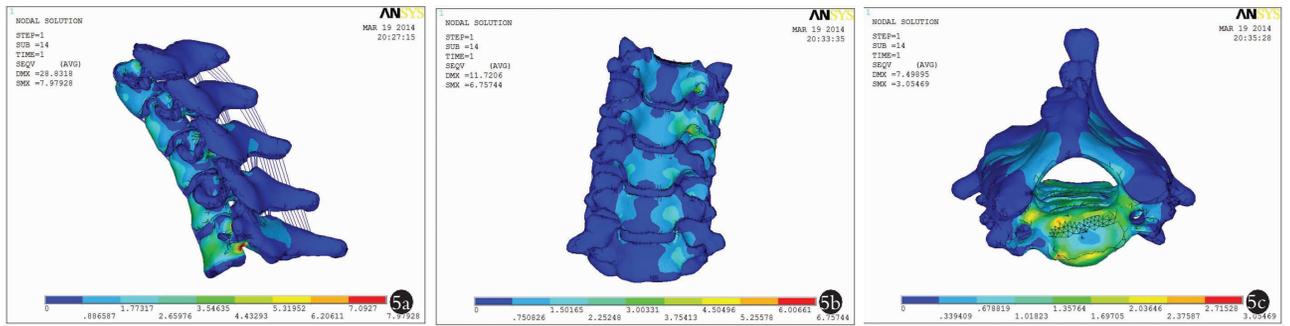


图 5 模型在不同工况条件下的应力分布 5a. 屈伸应力云图 5b. 侧屈应力云图 5c. 旋转应力云图

Fig.5 Stress distribution of the model under different working conditions 5a. The flexion and extension stress diagram 5b. Lateral flexion stress diagram 5c. Rotating stress diagram

模拟,首先切除前纵韧带,再切除 C₅ 上下的 C_{4,5}、C_{5,6} 椎间盘以及 C₆ 下的 C_{6,7} 椎间盘,然后由前向后逐步切除 C₅ 和 C₆ 部分椎体和后纵韧带,减压槽的宽度根据之前 CT 冠状面上椎体的宽度确定,本次减压槽的宽度为 15 mm,在模拟手术过程当中注意保留 C₄ 下终板及 C₇ 上终板。C₅ 和 C₄ 椎体次全切手术模型示意图见图 6。



图 6 C₅ 和 C₆ 椎体次全切手术模型示意图

Fig.6 Schematic diagram of C₅ and C₆ vertebral body subtotal surgery model

1.8 下颈椎 ACTPS 系统固定模型的建立

以自行设计获得国家专利的 ACTPS 钉板系统 (ZL 201120445914.0) 和颈椎前路钛网 (美国美敦力公司) 为原型,应用 CATIA 软件建立 ACTPS 内固定和钛网模型,其椎体螺钉的直径为 3.5 mm,长度 16 mm,椎弓根螺钉的直径为 3.5 mm,长度 30 mm。在 CATIA 软件的可视化调整下完成内固定及钛网的装配,椎弓根螺钉在横断面和矢状面上的进钉角度参照徐荣明等^[4]在标本上测量的数据结果进行置钉,椎体螺钉在横断面和矢状面上分别以 15° 的倾斜角度置入,建立完成后的三维内固定模型如(图 7)。

1.9 内固定模型网格的划分

利用有限元前处理软件 Hypermesh 对内固定模型进行网格划分,划分的体网格均为三维四面体实体,具体过程同下颈椎完整模型。参照正常模型添加各种附属结构,内固定器械均选用钛合金,弹性模量为 122 GPa,泊松比 0.342,其余各韧带、椎间盘及骨质结构同上文建立的完整模型。

1.10 模型建立完成

网格划分后的模型能真实的反映正常下颈椎的生理情况,外观逼真。其中,ACTPS 内固定系统包含的节点数为 43 802,单元数为 159 548;调整小关节

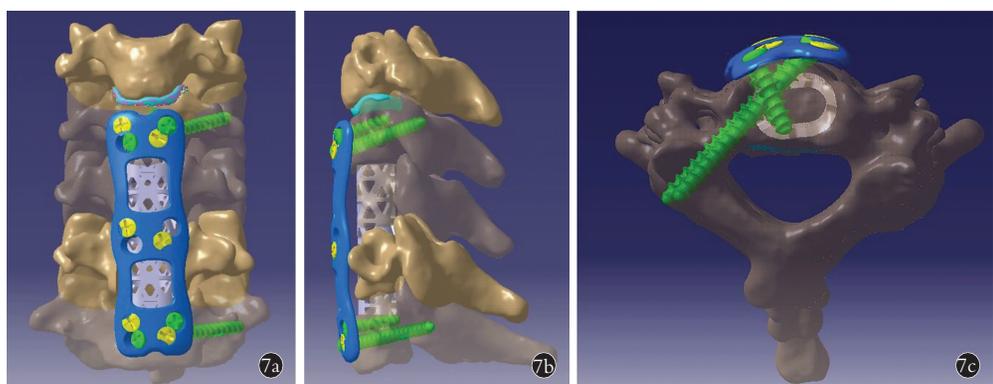


图 7 前路椎弓根螺钉固定系统的三维模型 7a. 正面观 7b. 侧面观 7c. 上面观

Fig.7 Three dimensional model of anterior cervical transpedicular system (ACTPS) 7a. Anterior view 7b. Lateral view 7c. Top view

之间、椎间盘与椎体之间、螺钉与椎体及椎弓根之间、钛网与钛板及上下终板的接触点,使它们进行耦合,让其紧密接触,以模拟它们在现实当中的接触情况,划分好网格后的 ACTPS 内固定模型见图 8。

1.11 模型的约束及加载

对上述的内固定模型进行约束,使 C₇ 下终板所有节点在各个方向上的位移均为 0 mm, C₃ 不受限制。为了模拟头部重量对模型的参考点加载 75 N 的轴向压力,加载 1 N·m 纯力偶矩,使颈椎在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转 6 种方向上运动。

1.12 运算结果及数据

记录内固定模型在加载不同工况条件下 C₃-C₄ 间及固定节段(C₄-C₇)间的 ROM。同时记录内固定模型在加载过程当中的应力图和云图,通过 Von Mises 应力云图将模型在不同工况条件下的应力分布差异情况显示出来,不同色彩表示不同的应力,色彩的范围表示应力分布区域的大小。

1.13 观察项目与方法

以完整模型的单元数、节点数作为下颈椎三维

模型的特征观察参数,选择椎间活动度和内植物的冯米塞斯应力评估完整模型的有效性以及 ACTPS 内固定系统生物力学性能的指标,纳入结果分析。

2 结果

2.1 下颈椎有限元模型的特征

本次试验建立的正常人下颈椎(C₃-C₇)三维非线性有限元模型,模型包括 85 832 个单元,23 612 个节点,其外形逼真。

2.2 下颈椎有限元模型的椎间活动度及验证结果

本试验建立的下颈椎(C₃-C₇)三维非线性有限元模型的椎间活动度与 Panjabi 等^[13]和 Moroney 等^[12]体外生物力学测量的试验数据结果相比吻合良好,具体验证结果如图 9。

2.3 加载内固定系统后椎间活动度的变化

在加载了 75 N 的轴向压力和 1 N·m 纯力偶矩载荷下,ACTPS 内固定模型组在前屈、后伸、侧屈、旋转各种工况下的椎间活动度,明显比完整模型组要小。与完整组比较,ACTPS 组整体 ROM 在屈伸、侧屈、旋转方向上分别减小约 25°、20°和 8°,相应的邻近 C_{3,4} 节段的 ROM 代偿性的变化约 0.3°、3°和 0.1°。

2.4 各种工况下的应力分布图

在加载了 75 N 的轴向压力和 1 N·m 纯力偶矩载荷下,ACTPS 内固定模型组在不同工况下的应力和位移情况,以位移图和云图的形式表现出来。在应力云图中根据颜色分布情况可以看出 ACTPS 模型组的应力分布的相对比较均匀,螺钉与钛板接触部位未出现应力集,具体结果见图 10。

3 讨论

3.1 下颈椎两节段 ACTPS 有限元模型建立的优点和临床意义

生物力学是研究脊柱疾病的重要手段,特别是需要辅助内固定手术的脊柱退变性疾病,这些病例通常年龄较大,往往伴有骨质疏松,术后容易发生内固定松动,导致手术失败。通过生物力学研究可以明确内固定手术失败的原因,提出改进方法,避免因内植物失效而导致手术失败的情况发生。另一方面,可以改进固定方法,然后通过生物力学研究来验证该方法是否可靠,是否更有效。在脊柱外科领

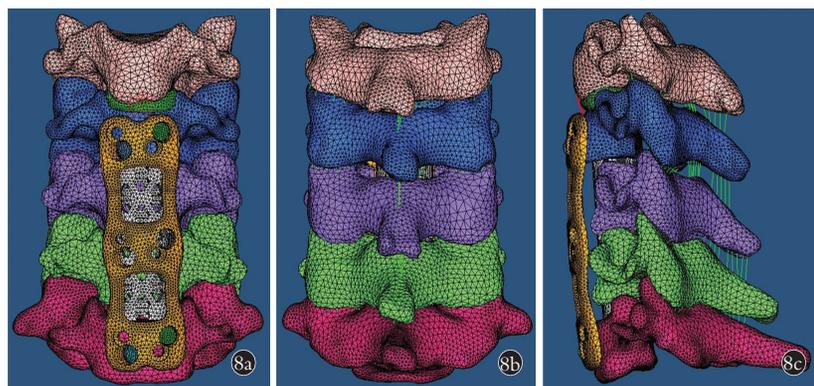


图 8 网格划分后的前路椎弓根螺钉内固定系统(ACTPS)模型 8a. 正面观 8b. 后面观 8c. 侧面观

Fig.8 Anterior cervical transpedicular system (ACTPS) model after meshing 8a. Anterior view 8b. Posterior view 8c. Lateral view

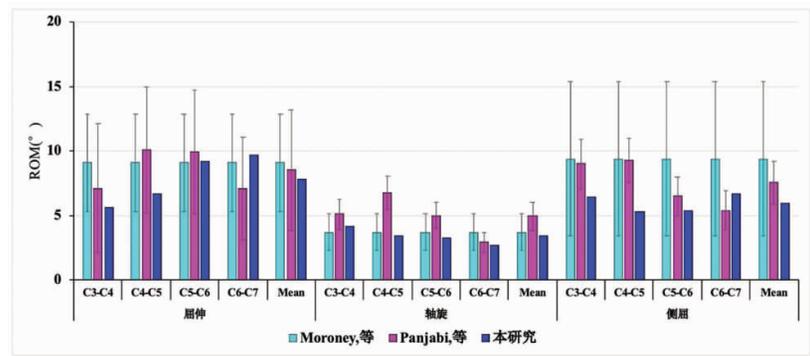


图 9 基于运动相似性的完整下颈椎模型的有效性验证,ROM 示椎间活动度

Fig.9 Validation of the complete lower cervical spine model based on motion similarity, ROM showed the degree of intervertebral motion

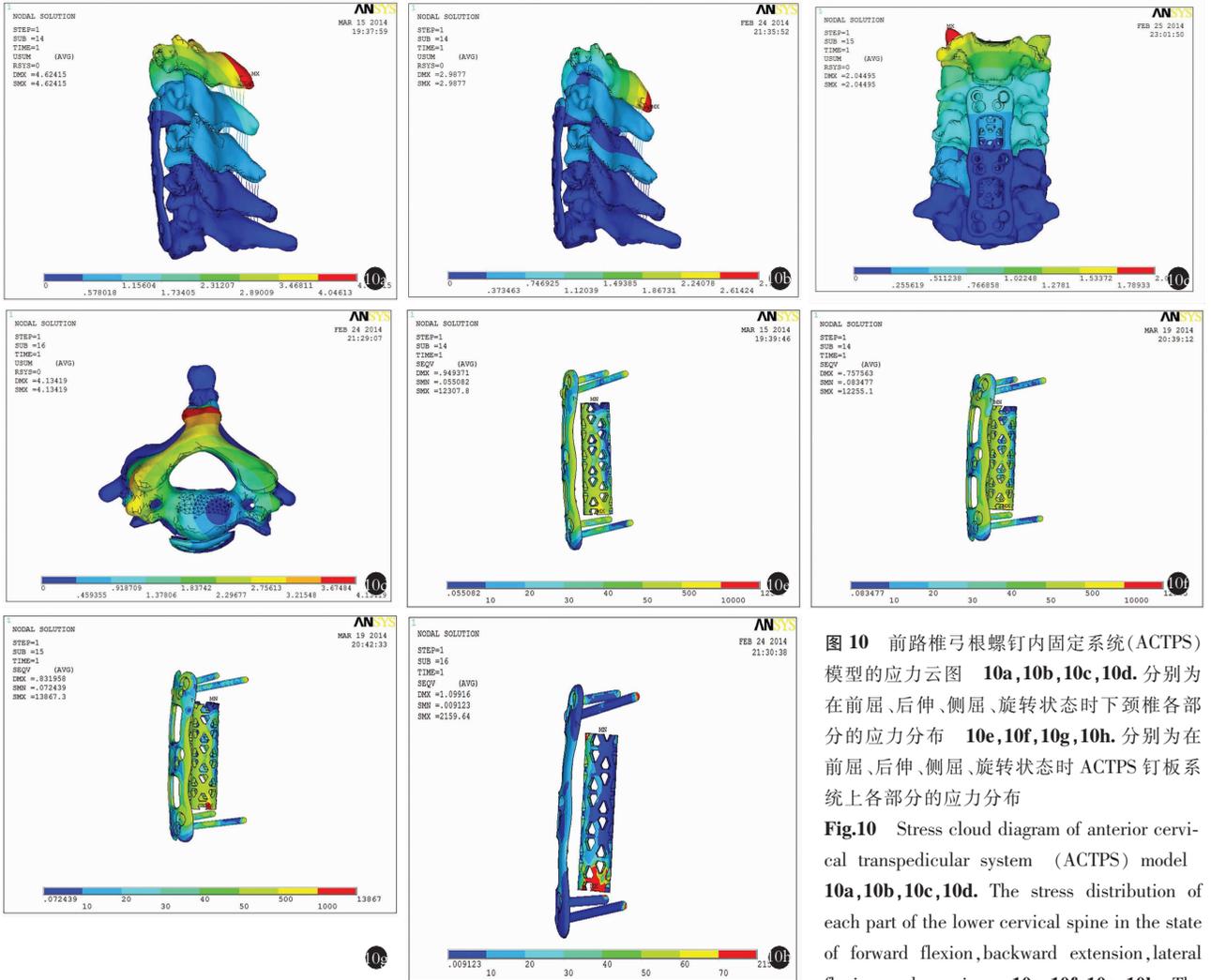


图 10 前路椎弓根螺钉内固定系统(ACTPS)模型的应力云图 10a,10b,10c,10d. 分别为在前屈、后伸、侧屈、旋转状态下时颈椎各部分的应力分布 10e,10f,10g,10h. 分别为在前屈、后伸、侧屈、旋转状态下时 ACTPS 钉板系统上各部分的应力分布

Fig.10 Stress cloud diagram of anterior cervical transpedicular system (ACTPS) model 10a,10b,10c,10d. The stress distribution of each part of the lower cervical spine in the state of forward flexion,backward extension,lateral flexion and rotation 10e,10f,10g,10h. The

stress distribution of each part of ACTPS nail plate system in the states of forward flexion,backward extension,lateral flexion and rotation

域,目前常用的生物力学研究方法有两种,一种是体外生物力学研究,另一种是基于有限元模拟的生物力学研究。体外生物力学大多采用尸体标本进行体外的抗拔出强度、三维活动度的研究,一般情况下能获得比较可靠的试验结果。尽管,体外生物力学有一定优势,但是却面临着尸体来源难及试验成本高等问题,还有这种方法并不能获得试验对象在受到外力的作用后内部的力学响应。随着计算机仿真技术的发展,特别是有限元分析软件的优化换代和高分辨率 CT 的引入,基于人体 CT 数据的有限元法生物力学研究已逐渐成为脊柱外科,甚至是骨科生物力学研究较为理想的工具之一^[15-17]。

本研究是基于下颈椎 CT 数据建立的非线性三维有限元模型,其目的是为了模拟生理状态下下颈椎的力学特性,为后期内固定模型的有限元法生物力学研究做准备。在建模过程中为了使构建的模型更加接近生理状态下的下颈椎,笔者依据人体实际的解剖结构,如前纵韧带、后纵韧带、关节囊韧带、棘

间韧带、棘上韧带、椎间盘来建立完整的模型。另外,为了充分体现韧带的非线性属性,本研究中韧带及关节囊都遵循各自的载荷-变形曲线来对各自的材料进行赋值。在模型有效性验证方面,为了使后期建立内固定模型后的试验结果更加准确,将本试验建立的完整模型与 Moroney 等^[12]和 Panjabi 等^[13]的体外生物力学的试验结果比较验证,结果显示完整有限元模型的每个运动单元的三维活动度与体外生物力学的数据吻合度良好,说明建立的模型接近生理状态,可以进行后续的 ACTPS 内固定模型的建立,并且能确保获得比较准确的试验结果。笔者在已验证的非线性下颈椎完整模型的基础上,构建出二节段椎体次全切除后 ACTPS 内固定联合钛网重建后的三维有限元模型,探究出了一套标准的通用的 ACTPS 内固定重建术的有限元建模方法。在 ACTPS 内固定模型建立的过程中,参照之前设计的并获得专利的 ATPS 钢板内固定系统进行三维模型的建立^[5]。笔者前期设计的钢板内固定系统,与常规的前

路钢板内固定系统不同,该固定系统一侧为前路椎弓根螺钉,另一侧为椎体螺钉的固定形式,而且 ATPS 螺钉的置入孔高于椎体螺钉置入孔,这样设计的思路主要基于前期关于前路椎弓根螺钉最佳进钉点的研究。该研究显示下颈椎的椎弓根的在椎体表面的投影点也即进钉点主要位于中线对侧椎体的上 $1/4 \sim 1/2$, 因此就决定了 ATPS 螺钉的置入孔在钉板上的位置必须要高于椎体螺钉的置入孔,而且只能进行对侧置钉^[18]。在三维内固定模型的建立过程中,严格按照 ATPS 钉板系统设计的结构特点将前路椎弓根螺钉和椎体螺钉及钢板系统三部件模型导入到 Hypermesh 软件中。然后参考下颈椎前路椎弓根螺钉和椎体螺钉固定技术,在可视化条件下调整内固定系统的每一个部件,使各部件在同一坐标系的空间位置下完成装配,完成内固定模型的建立。本内固定模型较为准确地模拟了下颈椎两节段椎体次全切后前路椎弓根螺钉固定系统内固定和钛网重建手术的结构、材料属性及生物力学特性,可作为后期进行有限元法生物力学研究的工具,这对后期研究两节段椎体次全切除后的内固定方法具有重要意义,也为临床上采用 ACTPS 进行颈椎前路重建手术提供理论依据。

3.2 下颈椎 ACTPS 的生物力学优势及不足

有限元分析的结果显示,在两节段椎体次全切后,采用下颈椎 ACTPS 内固定系统重建后下颈椎在 3 个平面上的活动均明显减小。这些试验结果与 Koller 等^[19]的体外生物力学试验和吴卫东等^[20]的单个节段的前路椎弓根螺钉系统的有限元分析的结果一致。获得这样好的结果原因可能与 ACTPS 系统中有 2 枚长度为 30 mm 的 ACTPS 和 2 枚长度为 16 mm 的椎体支架成形 (vertebral body stenting, VBS) 进行固定有关。Koller 等^[21]针对 ACTPS 和 VBS 的拔出试验验证了 ACTPS 的拔出强度是 VBS 的 2.5 倍,因此,可以推测 ACTPS 内固定系统的三维稳定性应该比传统的 4 枚椎体螺钉颈椎前路内固定系统好。同时,该试验结果对临床具有十分重要的指导意义,ACTPS 具有较好的生物力学优势,能明显减少椎间活动度,为骨融合创造有利条件,对于临床上需要坚强固定时必须行前路手术的情况,如颈椎前路术后翻修、骨质疏松或强直性脊柱炎患者需要多节段颈椎前路减压的情况,尤为适合^[22]。它为临床医生在进行多节段颈椎前路重建时提供一种新的选择^[23]。

从本次试验的应力云图可以看出,ACTPS 组应力分布相对比较均匀,在螺钉与钛板接触部位未出现应力集中的情况,因此,理论上其出现内固定断裂的风险较小。虽然,这种固定系统具有较好的生物力

学优势,特别是在屈伸、侧屈这 2 个方向上。但是也存在不足之处,在 ACTPS 固定系统中,一侧是 ACTPS 固定,一侧是 VBS 固定,两边可能存在不对称的情况,可以预见其抗旋转能力可能欠佳,这在本试验中也得到了体现。本研究结果显示 ACTPS 组整体活动度在屈伸、侧屈方向上分别减小约 25° 、 20° ,而在旋转方向上仅减小 8° 。

3.3 本研究的局限性和展望

通过本有限元分析试验,可以看出下颈椎 ACTPS 系统具有较好的生物力学特性及稳定性,并在临床上应用的可行性。尽管如此,本研究也存在一定的局限性:首先,在构建完整模型时,没有将颈胸交接区的 T_1 及 C_7/T_1 椎间盘包含在内,而本研究的固定节段是 C_4-C_7 ,在判断固定节段对邻椎的影响的时候,只能获得头端的数据,与此同时这样构建的模型在加载时底部处于一个限制状态,可能会导致固定模型的底部应力过大,而头端的应力变小,从而导致与人体正常运动状态有所区别,这可能是导致本研究中头端邻椎的活动度与手术组未有明显增大的原因,这些都是后期研究中需要注意和改进的方面^[24]。另外,目前得出的试验结果都是基于 1 例 30 岁男性健康志愿者的颈椎 CT 数据,而为了使模型更加逼真,在建立内固定模型前进行了后处理和修饰,这可能会影响试验结果的真实性。最后,研究中如果采用女性或者其他的不同年龄的男性的颈椎 CT 数据,是否也能得到相同试验结果也需进一步研究。因此,为了获得更加准确的试验结果,未来需要扩大研究的样本量,同时需要依据不同年龄和不同性别的人体颈椎 CT 数据进行有限元建模和分析,而且要尽量包含 T_1 椎体及 C_7/T_1 椎间盘,这样在加载时会更加符合颈椎在活动时的生理状态,这些都是下一步需要深入研究的课题^[26]。

参考文献

- [1] 张吉辉,赵刘军. 颈椎前路椎弓根螺钉在颈椎不稳疾病应用的研究进展[J]. 中国骨伤, 2018, 31(1): 93-98. ZHANG JH, ZHAO LJ. Progress on clinical application of anterior cervical pedicle screw fixation for instable cervical spine disease [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2018, 31(1): 93-98. Chinese with abstract in English.
- [2] Paik H, Kang DG, Lehman RA Jr, et al. Do stand-alone interbody spacers with integrated screws provide adequate segmental stability for multilevel cervical arthrodesis [J]. Spine J, 2014, 14(8): 1740-1747.
- [3] Bechara BP, Bell KM, Hartman RA, et al. In vivo analysis of cervical range of motion after 4- and 5-level subaxial cervical spine fusion [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2012, 37(1): E23-E29.
- [4] Koller H, Hempfing A, Acosta F, et al. Cervical anterior transpedicular screw fixation. Part I: Study on morphological feasibility, indications, and technical prerequisites [J]. Eur Spine J, 2008, 17(4):

- 523–538.
- [5] 赵刘军. 下颈椎前路椎弓根螺钉配套固定防脱装置: 中国 201110357211.7[P].2013,06,19.
ZHAO LJ. Anterior lower cervical pedicle screw supporting fixed anti-loss device:China 201110357211.7[P]. 2013,06,19. Chinese.
- [6] Saito T, Yamamuro T, Shikata J, et al. Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy. Pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1991, 16:494–502.
- [7] Sharma M, Langrana N, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1995, 20:887–900.
- [8] Ueno K, Liu Yk. A three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion[J]. J Biomech Eng, 1987, 109:200–209.
- [9] Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression, a three-dimensional nonlinear finite element study[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1984, 9:120–134.
- [10] Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, et al. Three-dimensional movements of the upper cervical spine[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1988, 13:726–730.
- [11] Clausen JD, Goel VK, Traynelis VC, et al. Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C₅–C₆ segment[J]. J Orthop Res, 1997, 15(3):342–347.
- [12] Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, et al. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments[J]. J Biomech, 1988, 21(9):769–779.
- [13] 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 (Phila Pa 1976), 2001, 26(24):2692–2700.
- [14] 徐荣明, 赵刘军, 马维虎, 等. 下颈椎前路椎弓根螺钉内固定解剖学测量及临床应用[J]. 中华骨科杂志, 2011, 31(12):1337–1343.
XU RM, ZHAO LJ, MA WH, et al. The study of anterior cervical pedicle screw channel in the lower cervical spine[J]. Zhonghua Gu Ke Za Zhi, 2011, 31(12):1337–1343. Chinese.
- [15] Jonas R, Demmelmaier R, Wilke HJ. Influences of functional structures on the kinematic behavior of the cervical spine[J]. Spine J, 2020, 20(12):2014–2024.
- [16] 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[J]. Biomed Res Int, 2020, 2020:5769293.
- [17] Herron MR, Park J, Dailey AT, et al. Febio finite element models of the human cervical spine[J]. J Biomech, 2020, 113:110077.
- [18] 赵刘军, 徐荣明, 华群, 等. 下颈椎前路椎弓根螺钉最佳进钉点和进钉方向的影像学研究及其临床运用[J]. 中国骨伤, 2012, 25(12):1030–1035.
ZHAO LJ, XU RM, HUA Q, et al. Radiological studies on the best entry point and trajectory of anterior cervical pedicle screw in the lower cervical spine[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2012, 25(12):1030–1035. Chinese with abstract in English.
- [19] Koller H, Schmidt R, Mayer M, et al. The stabilizing potential of anterior, posterior and combined techniques for the reconstruction of a 2-level cervical corpectomy model: biomechanical study and first results of ATPS prototyping[J]. Eur spine J, 2010, 19(12):2137–2148.
- [20] 吴卫东, 孙培栋, 刘雄, 等. 下颈椎前路椎弓根螺钉人工椎体系统的有限元研究[J]. 中国修复重建外科杂志, 2013, 12:1466–1470.
WU WD, SUN PD, LIU X, et al. Finite element study of anterior pedicle screw artificial vertebral system of lower cervical spine[J]. Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi, 2013, 12:1466–1470. Chinese.
- [21] Koller H, Acosta F, Tauber M, et al. Cervical anterior transpedicular screw fixation (ATPS). Part II. Accuracy of manual insertion and pull-out strength of ATPS[J]. Eur Spine J, 2008, 17(4):539–555.
- [22] 赵刘军, 徐荣明, 马维虎, 等. 下颈椎损伤前路椎弓根螺钉固定的初步临床运用[J]. 中华创伤杂志, 2012, 28(9):780–784.
ZHAO LJ, XU RM, MA WH, et al. Preliminary clinical study of anterior pedicle screw fixation for lower cervical spine injuries[J]. Zhonghua Chuang Shang Za Zhi, 2012, 28(9):780–784. Chinese.
- [23] 李杰, 赵刘军, 徐荣明, 等. 前路椎弓根螺钉重建术在下颈椎骨折脱位中的临床应用[J]. 中国骨伤, 2014, 27(2):106–111.
LI J, ZHAO LJ, XU RM, et al. Clinical application of anterior transpedicular screw reconstruction in treating lower cervical spine fracture and dislocation[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2014, 27(2):106–111. Chinese with abstract in English.
- [24] Hua W, Zhi J, Wang B, et al. Biomechanical evaluation of adjacent segment degeneration after one- or two-level anterior cervical discectomy and fusion versus cervical disc arthroplasty: a finite element analysis[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2020, 189:105352.
- [25] Yang X, Donk R, Arts MP, et al. Maintaining range of motion after cervical discectomy does not prevent adjacent segment degeneration[J]. Spine J, 2019, 19(11):1816–1823.

(收稿日期:2021-06-19 本文编辑:王宏)