

· 基础研究 ·

# C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型的建立和验证

邓真, 王辉昊, 王宽, 兰天鹰, 牛文鑫, 詹红生

(上海中医药大学附属曙光医院, 上海 201203)

**摘要 目的:**建立人体 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型并进行验证。**方法:**采集 1 位健康男性志愿者的颈部 CT 图像,依次采用 Mimics 17.0 医学图像处理软件、Geomagic 12.0 逆向工程软件及 Abaqus 6.13 有限元分析软件建立 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型。约束 T<sub>1</sub> 下终板所有节点的全部 6 个自由度作为边界条件,在齿状突顶点上 2 mm 处建立参考点,将其与 C<sub>2</sub> 齿状突所有单元节点耦合。对参考点分别施加 ±0.5 Nm、±1 Nm、±1.5 Nm、±2 Nm 扭矩,模拟颈椎前屈、后伸、左右旋转、左右侧弯 6 种运动状态,计算不同条件下颈椎各节段活动度,与以往离体实验和有限元实验结果进行比较,同时观察各种运动状态下模型的应力分布情况。**结果:**建立的三维有限元模型模拟了 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 共 7 个椎体、6 个椎间盘、5 种韧带、6 组关节软骨及上下终板,涉及 60 459 个单元、128 473 个节点。模型在前屈、后伸、左右旋转、左右侧弯 6 种状态下的活动度与文献中的研究数据基本一致,应力分布与正常颈椎活动时情况一致。**结论:**本研究建立的 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型较为真实地模拟了正常颈椎的几何形态和材料属性,能够较为准确地反映正常颈椎的生物力学特性。

**关键词** 颈椎;有限元分析;活动度;应力分布

## Establishment and verification of three – dimensional finite element model of C<sub>2</sub> – T<sub>1</sub> vertebrae

DENG Zhen, WANG Huihao, WANG Kuan, LAN Tianying, NIU Wenxin, ZHAN Hongsheng

Shuguang Hospital Affiliated to Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China

**ABSTRACT Objective:** To build and validate a three – dimensional finite element (FE) model of human C<sub>2</sub> – T<sub>1</sub> vertebrae. **Methods:** The neck CT image of one healthy male volunteer was collected, then the C<sub>2</sub> – T<sub>1</sub> three – dimensional FE model was built by using Mimics 17.0 medical image processing software, Geomagic 12.0 reverse engineering software and Abaqus 6.13 finite element analysis software in turn. Six degrees of freedom of all nodes in inferior endplate of T<sub>1</sub> vertebrae were restrained and it was used as boundary condition. The reference point was built at 2 mm above the culminated point of odontoid process and was coupled with all unit nodes of C<sub>2</sub> odontoid process. The torques ( +/– 0.5, +/– 1, +/– 1.5, and +/– 2 Nm, respectively) were applied to the reference point to simulate 6 kinds of motion of cervical vertebra, included anteflexion, backward extension, left – right rotation and left – right lateral flexion. The range of motion (ROM) of each segment of cervical vertebrae in different states of motion were calculated, and then the results were compared with those results of previous in vitro experiment and finite element experiment. Meanwhile, the stress distribution of the model in each state of motion was observed. **Results:** Seven vertebrae, six intervertebral disks, five kinds of ligaments and six groups of articular cartilage and endplates of C<sub>2</sub> – T<sub>1</sub> were simulated by the three – dimensional FE model, which included 60 459 units and 128 473 nodes. The ROM of the model in 6 kinds of states of motion, including anteflexion, backward extension, left – right rotation and left – right lateral flexion, were basically consistent with the literature data. The stress distribution of the model was consistent with that of cervical spine in normal activities. **Conclusion:** The three dimensional FE model of C<sub>2</sub> – T<sub>1</sub> vertebrae that we build in this study can literally simulate the geometric configuration and material attribute of normal cervical vertebrae and accurately reflect the biomechanical characteristics of normal cervical vertebrae.

**Key words** cervical vertebrae; finite element analysis; range of motion; stress distribution

颈椎病是目前骨科临床最常见的疾病之一。随

基金项目:国家自然科学基金项目(81473702, 81503596);“中医骨伤科学”国家重点学科项目(100508);上海市中医药领军人才建设项目(2012 – 63 – 15);上海领军人才项目(041);“海派中医流派传承研究基地”项目(ZYSN XD – CC – HPGC – JD – 001, ZY3 – CCCX – 1 – 1003);上海市中医药事业发展三年行动计划项目(ZYSN XD – CC – ZDYJ047)

通讯作者:詹红生 E-mail: zhanhongsheng2010@163.com

着移动便携式设备的快速发展和工作生活方式的改变,近年来颈椎病的发病逐渐呈现出年轻化的趋势<sup>[1]</sup>。颈椎是连接头颅与躯干的唯一通路,稳定性相对较差,发生退行性病变和创伤的几率较高。随着数字化技术的不断发展,越来越多的学者通过数值模型计算的方法研究颈椎的生物力学特性和损伤机制,指导临床对颈椎病的预防、诊断和治疗<sup>[2]</sup>,三维有限元模型分析是其中应用较为广泛的一种方法<sup>[3]</sup>。

Bozic 等<sup>[4]</sup>于 1994 年依据 CT 数据建立了 C<sub>4</sub> 椎体的三维有限元模型,并对其进行了简单的应力分析。Yoganandan 等<sup>[5]</sup>紧随其后建立了 C<sub>4</sub> ~ C<sub>6</sub> 椎体的有限元模型,并与离体实验的结果进行了比较。此后,国外出现了大量不同节段、不同材料属性和不同有限元单元类型的颈椎三维有限元模型研究<sup>[6]</sup>。手法作为中医治疗颈椎病的特色疗法,其疗效已得到了广泛认同<sup>[7-8]</sup>。石氏伤科特色手法是石氏伤科治疗颈椎病的特色疗法之一在临床应用广泛,但目前尚无针对该手法的生物力学机制研究。因此本研究建立并验证了 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型,拟运用该模型进行石氏伤科特色手法治疗颈椎病的生物力学机制研究。

## 1 材料与仪器

**1.1 数据来源** 招募健康男性志愿者 1 名,年龄 33 岁,身高 172 cm,体质量 65 kg,既往无颈椎病病史、无颈椎外伤史及颈部手术史。采用 64 层螺旋 CT 对其进行颈部扫描,志愿者仰卧,颈肩背放松,颈椎中立位,扫描断面与身体纵轴垂直,层厚 0.624 mm。共获得 182 张 512 × 512 像素的 CT 图像,以 DICOM 格式保存。

**1.2 实验仪器** Light Speed 64 层螺旋容积 CT (GE 公司), MIMICS 17.0 交互式医学影像控制软件 (Materialise 公司), Geomagic 12.0 逆向工程软件 (Geomagic 公司), Abaqus 6.13 有限元分析软件 (Abaqus

公司)。

## 2 方法

**2.1 有限元模型建立** 将所采集的志愿者颈部 CT 数据导入 MIMICS 17.0 软件,通过界定阈值、形成蒙板、区域增长、编辑等过程,提取 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 节段,并生成 3 维模型,使用 Remesh 功能对 3 维模型进行初步光顺处理。将结果以 STL 格式导入 Geomagic 12.0 软件。在 Geomagic 12.0 软件中通过点云、多边形、精确曲面等模块,对模型进行降噪、填充、去除特征及 NURBS 曲面拟合处理,结果以 IGES 格式保存。将 IGES 格式数据导入 Abaqus 6.13 有限元分析软件,在其前处理 Part 和 Assembly 模块将相邻椎体装配并进行布尔运算,得到相邻椎体之间与终板紧密贴合的椎间盘模型,并将其划分为髓核区域和纤维环区域,结果以 IGES 格式保存。

采用只受拉不受压的 Truss 单元建立前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带和棘间韧带。韧带的连接位置以及相应韧带 Truss 单元的数量均采用文献<sup>[9-10]</sup>中的数据;采用非线性面-面无摩擦接触关系模拟关节间的相互作用;椎体使用 C3D10 单元进行划分,椎间盘(包括髓核和纤维环)采用增强沙漏的 C3D8R 单元进行划分;椎间盘与椎体之间通过共用终板面网格实现共节点;韧带使用 Truss 单元进行定义和网格划分。具体的单元类型及材料属性参考文献<sup>[11-12]</sup>,具体数据见表 1。

表 1 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型各部件单元类型及材料属性

部件	单元类型	杨氏模量 (MPa)	泊松比	横截面积 (mm <sup>2</sup> )
椎体皮质骨	四面体	10 000	0.300	
椎体松质骨	四面体	450	0.230	
后部骨	四面体	3500	0.250	
纤维环	六面体	450	0.300	
髓核	六面体	1	0.499	
前纵韧带	仅张力, Truss 单元	15( <12% ) 30( >12% )	0.300	11.1
后纵韧带	仅张力, Truss 单元	10( <12% ) 20( >12% )	0.300	11.3
黄韧带	仅张力, Truss 单元	5( <12% ) 10( >12% )	0.300	46.0
棘间韧带	仅张力, Truss 单元	4( <12% ) 8( >12% )	0.300	12.0
囊韧带	仅张力, Truss 单元	7( <12% ) 30( >12% )	0.300	42.2
关节突关节面	无摩擦面-面接触			

**2.2 有限元模型验证** 约束 T<sub>1</sub> 下终板所有节点的全部 6 个自由度作为边界条件。在齿状突顶点上 2 mm 处建立参考点,该点位于颈椎旋转中心上,将其与 C<sub>2</sub> 齿状突所有单元节点耦合。根据右手定律,对参考点分别施加 ±0.5 Nm、±1 Nm、±1.5 Nm、

±2 Nm 扭矩,模拟颈椎前屈、后伸、左右侧旋转、左右侧弯 6 种运动状态。前屈后伸的方向参考 X、Y、Z 全局坐标(X-Y 平面为水平面、X-Z 平面为冠状面、Y-Z 平面为矢状面),旋转方向参考颈曲切线方向,侧弯时垂直于颈曲方向并与矢状面平行。通过边界

条件和加载条件的设置,对模型进行 6 种状态下加载,计算不同条件下颈椎各节段活动度并与以往的离体实验和有限元实验结果进行比较,同时观察各种运动状态下模型的应力分布情况。

### 3 结果

建立的三维有限元模型模拟了  $C_2 \sim T_1$  共 7 个椎体、6 个椎间盘、5 种韧带、6 组关节软骨及上下终板,涉及 60 459 个单元、128 473 个节点(图 1)。

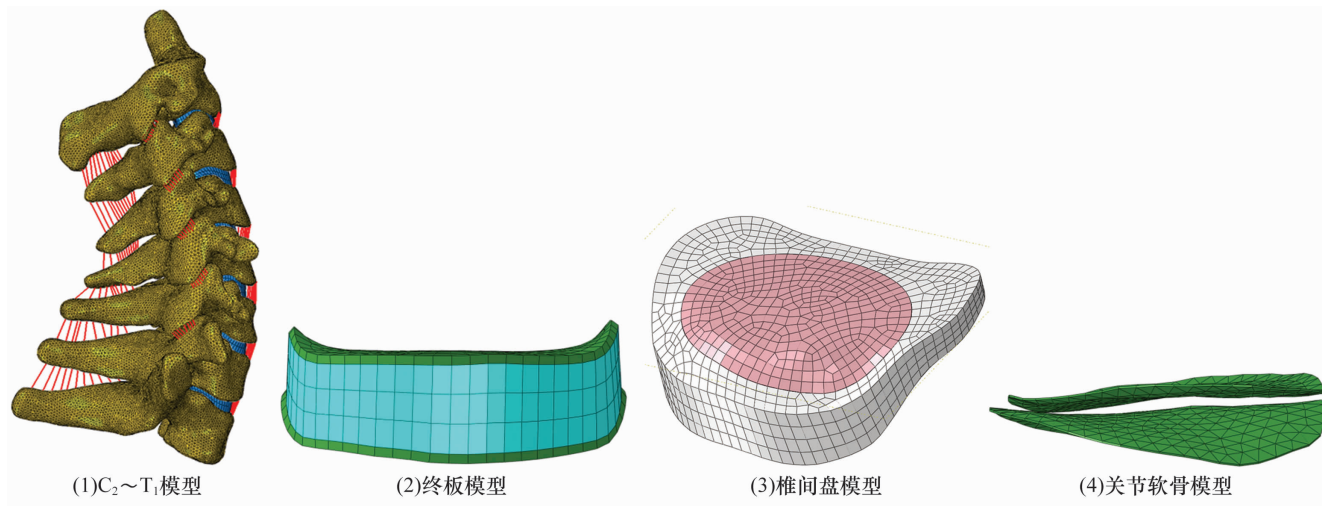


图 1  $C_2 \sim T_1$  三维有限元模型

在不同大小和方向扭矩作用下,本模型前屈活动度略大于后伸活动度,与 Panzer 等<sup>[13]</sup>的有限元实验结果和 Wheeldon 等<sup>[14-16]</sup>的离体实验结果一致性均较好。前屈和后伸状态下,最大活动度均发生在  $C_2 \sim C_3$  节段、最小活动度在  $C_7 \sim T_1$  节段。前屈时,本模型  $C_2 \sim C_6$  节段活动度与 Wheeldon 等<sup>[14]</sup>的离体实

验数据更接近;后伸时,本模型  $C_2 \sim C_6$  节段与 Nightingale 等<sup>[15-16]</sup>的离体实验数据更接近。 $C_6 \sim T_1$  节段则与 Wheeldon 等<sup>[14]</sup>和 Nightingale 等<sup>[15-16]</sup>的离体实验结果均有较好的一致性,但与 Nightingale 等<sup>[15-16]</sup>的离体实验结果更相近。见图 2。

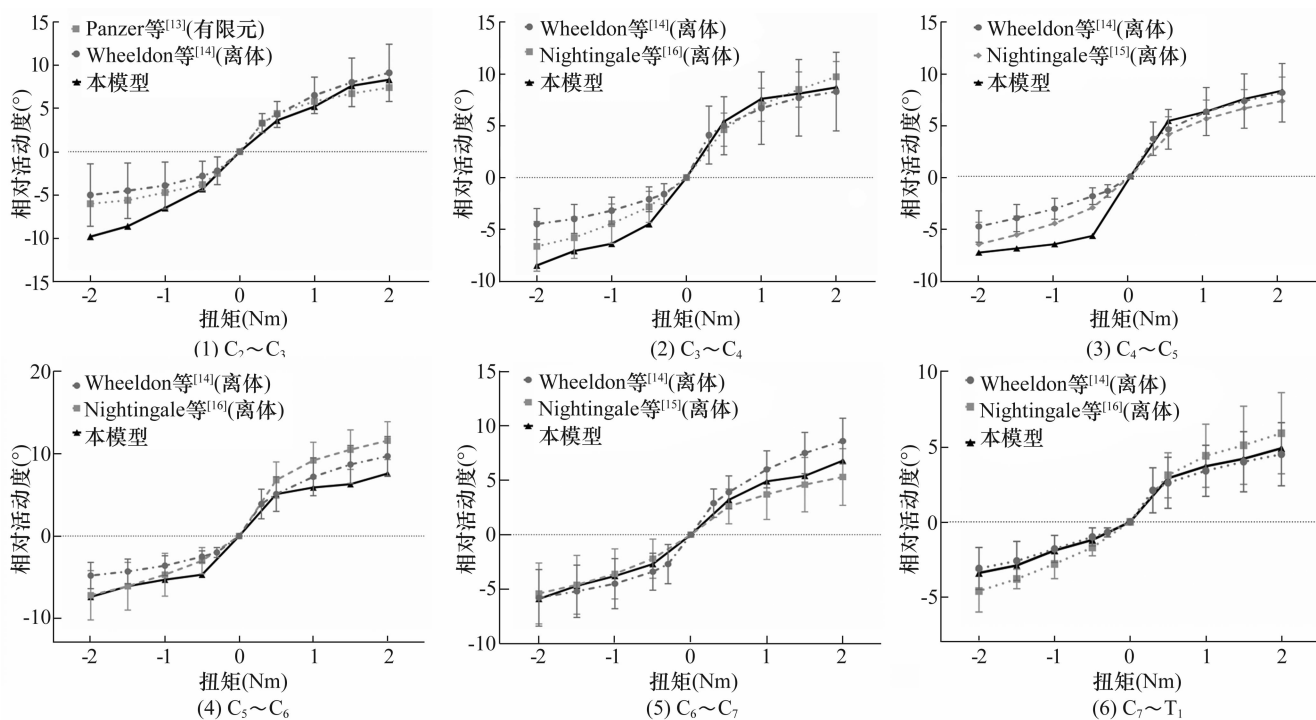


图 2 本三维有限元模型及文献中  $C_2 \sim T_1$  不同节段在不同前屈和后伸扭矩下的活动度

左右旋转时本模型  $C_2 \sim C_3$  节段活动度最大,且由  $C_2 \sim C_7$  依次递减。 $C_4 \sim C_5$  节段的活动度比 Panjabi 等<sup>[17]</sup>的离体实验数据小,其余节段的活动度则与该实验所得数据接近。本模型所有节段左右旋转活动度均比 Moroney 等<sup>[18]</sup>的离体实验数据小。见图 3。

左右侧弯时,本模型的最大活动度依然在  $C_2 \sim C_3$  节段,最小活动度在  $C_6 \sim C_7$  节段。与 Moroney 等<sup>[18]</sup>的离体实验结果相比,除  $C_6 \sim C_7$  节段外,本模型其余各节段活动度均较大;本模型的测定数据整体上比 Lysell 等<sup>[19]</sup>的研究数据小,但二者趋势一致;与 Panjabi 等<sup>[17]</sup>的离体实验结果相比, $C_2 \sim C_3$  节段活动度偏大, $C_4 \sim C_5$  节段活动度偏小,二者其余节段活动度基本一致。见图 4。

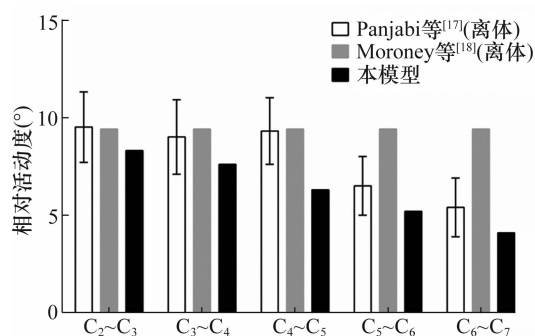


图 3 本三维有限元模型及文献中  $C_2 \sim C_7$  不同节段在 1 Nm 扭矩下的旋转活动度

前屈时模型应力主要集中在  $T_1$  皮质骨上侧、椎弓根、椎体后侧及后纵韧带和棘间韧带连接区域[图 5(1)];后伸时椎体前侧应力相对于后侧更为集中和明显[图 5(2)];左右侧弯时最大应力分布在牵张侧

椎体、椎弓根和椎间盘连接处及椎间关节、关节囊韧带处[图 5(3)、图 5(4)];旋转时椎体应力主要集中在旋转同侧椎体、椎间关节、关节囊韧带及椎弓根区域[图 5(5)、图 5(6)]。

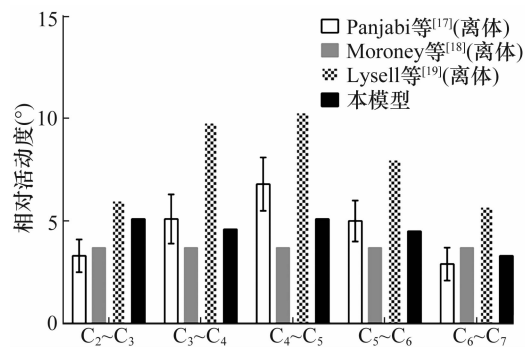
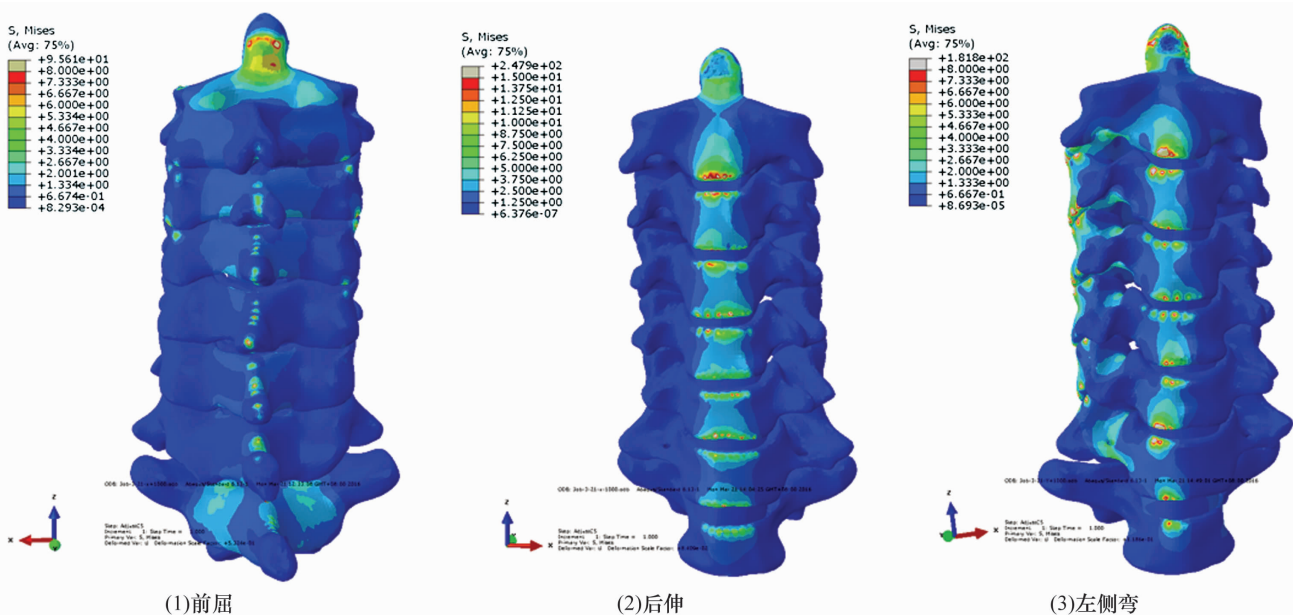


图 4 本三维有限元模型及文献中  $C_2 \sim C_7$  不同节段在 1 Nm 扭矩下的侧弯活动度

## 4 讨论

数字虚拟模型的构建不能完全模拟和替代离体实验,但若构建的有限元模型能够获取大部分离体实验测量得到的相关信息,那么通过对数字虚拟模型进行相关生物力学分析就能获得较为准确的人体相关部位的生物力学数据。

目前对于钩椎关节材料属性的定义及关节面的设定存在争议,多数研究<sup>[20-22]</sup>建立的颈椎有限元模型忽略了钩椎关节,也有研究<sup>[23]</sup>使用特殊类型的设定来模拟钩椎关节。中医骨伤科所强调的颈椎“骨错缝、筋出槽”现象常发生在颈椎钩椎关节部位,中医正骨手法也擅长对该部位进行整复治疗<sup>[20]</sup>,因此我们认为建立颈椎三维有限元模型时不应忽视钩椎关节。





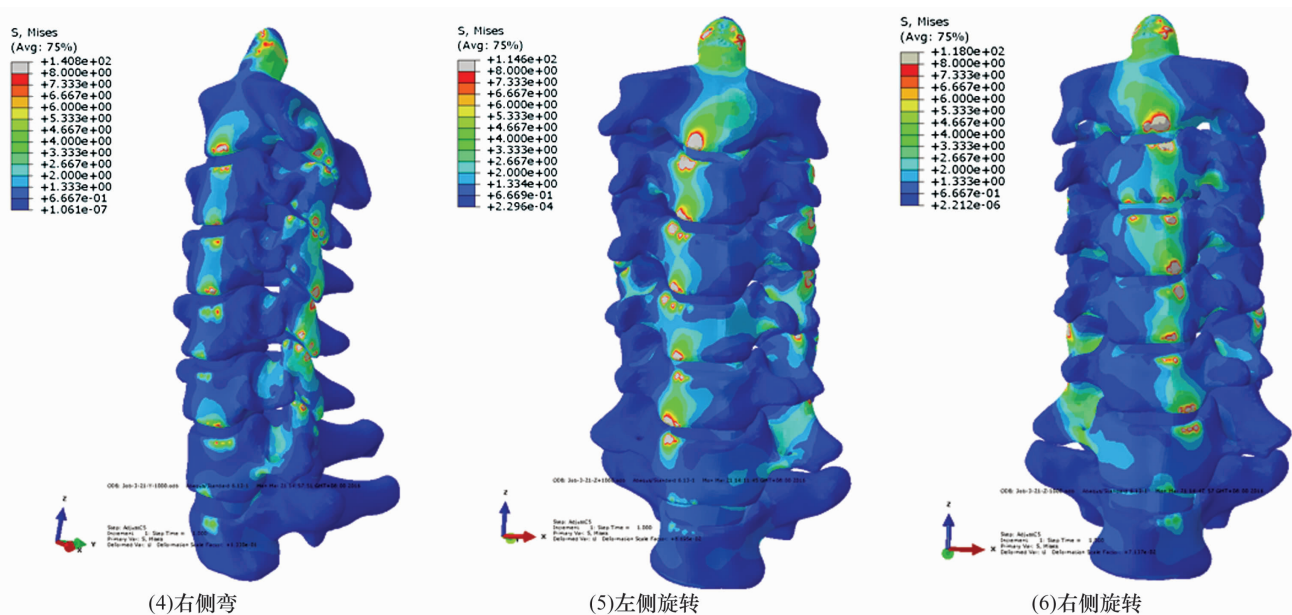


图 5 不同活动状态下 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型应力分布情况 (MPa)

本研究以无摩擦面 - 面接触关系来定义钩椎关节之间的相互作用,但也只能模拟钩椎关节的部分生理功能,这样设定是否完全正确尚需进一步的研究来证实。

本研究的结果与以往的离体实验和有限元模型实验结果基本一致。本模型在旋转和侧弯时, C<sub>4</sub> ~ C<sub>5</sub> 节段的活动度均比 Panjabi 等<sup>[17]</sup> 的离体实验测得的活动度小,模型所有节段左右旋转活动度均比 Moroney 等<sup>[18]</sup> 的离体实验数据小。其原因可能是离体实验采用不同年龄的尸体标本进行测量,其椎间盘可有不同程度退变,而且计算的是多个尸体标本颈椎不同节段的平均值,而本研究仅选择 1 名健康男性志愿者进行数据采集,其椎间盘、椎体无任何退变,同时在构建模型过程中对模型进行了简化,而所选取的材料属性对实验结果也有一定的影响。Zhang 等<sup>[12]</sup> 对 3 项离体实验<sup>[17,24-25]</sup> 结果进行比较分析发现,3 项研究的结果存在较大差异,但是其所反映的颈椎椎体之间相对活动度的总体趋势是一致的。

从模型应力分布研究结果来看,本模型几乎接近真实地体现了正常人体颈椎在进行 6 个方向活动时主要的应力区域,不同活动姿势时,颈椎应力分布有其各自的特点,也体现了不同解剖结构在人体运动时的主要功能。

本研究建立的 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型较为真实地模拟了正常颈椎的几何形态和材料属性,能够较为准确地反映正常颈椎的生物力学特性。但由于人体

颈椎结构复杂,本研究在构建 C<sub>2</sub> ~ T<sub>1</sub> 三维有限元模型过程中进行了部分几何特征去除、几何三角面片数量缩减等简化步骤;肌肉组织参数的设定非常复杂,其作用也不容易控制<sup>[26-27]</sup>,因此本研究忽略了肌肉对颈椎的影响,并未对肌肉组织进行有限元模型重建;对颈椎主要相关血管的模拟从几何模型上没有困难,但在进行分析时涉及流固耦合分析领域,目前相关的研究较少<sup>[28]</sup>,其模型的构建及与椎体间的关系设定等均较为困难,因此本研究也未对颈部血管进行模拟和分析。

## 5 参考文献

- [1] 柯尊华,王静怡. 颈椎病流行病学及发病机理研究进展[J]. 颈腰痛杂志,2014,35(1):62-64.
- [2] 李韵,贺西京. 有限元分析在脊柱生物力学领域的应用[J]. 生物医学工程学杂志,2001,18(2):288-289.
- [3] 原芳,薛清华,刘伟强. 有限元法在脊柱生物力学应用中的新进展[J]. 医用生物力学,2013,28(5):585-590.
- [4] Bozic KJ, Keyak JH, Skinner HB, et al. Three - dimensional finite element modeling of a cervical vertebra: an investigation of burst fracture mechanism[J]. J Spinal Disord, 1994, 7(2):102-110.
- [5] Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo LM, et al. Finite element modeling of the C<sub>4</sub> - C<sub>6</sub> cervical spine unit[J]. Med Eng Phys, 1996, 18(7):569-574.
- [6] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001, 16(1):1-27.

- [7] Carlesso LC, Macdermid JC, Santaguida P. Determining adverse events in patients with neck pain receiving orthopaedic manual physiotherapy: a pilot and feasibility study[J]. Physiother Can, 2013, 65(3): 255 – 265.
- [8] Hurwitz EL, Carragee EJ, Van Der Velde G, et al. Treatment of neck pain: Noninvasive interventions – Results of the bone and joint decade 2000 – 2010 task force on neck pain and its associated disorders[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2008, 33(4, S): S123 – S152.
- [9] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments[J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 623 – 629.
- [10] Panjabi MM, Oxland T, Takata K, et al. Articular facets of the human spine. Quantitative three – dimensional anatomy[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1993, 18(10): 1298 – 1310.
- [11] Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C<sub>5</sub> – C<sub>6</sub> motion segment using finite element approach[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1998, 23(6): 684 – 691.
- [12] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine[J]. J Biomech, 2006, 39(1): 189 – 193.
- [13] Panzer MB, Fice JB, Cronin DS. Cervical spine response in frontal crash[J]. Med Eng Phys, 2011, 33(9): 1147 – 1159.
- [14] Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, et al. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine[J]. J Biomech, 2006, 39(2): 375 – 380.
- [15] Nightingale RW, Carol Chancey V, Ottaviano D, et al. Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments[J]. J Biomech, 2007, 40(3): 535 – 542.
- [16] Nightingale RW, Winkelstein BA, Knaub KE, et al. Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension[J]. J Biomech, 2002, 35(6): 725 – 732.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] Lysell E. Motion in the cervical spine. An experimental study on autopsy specimens[J]. Acta Orthop Scand, 1969: 40(sup – 123): 1 – 61.
- [20] Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, et al. Validation of a C<sub>2</sub> – C<sub>7</sub> cervical spine finite element model using specimen – specific flexibility data[J]. Med Eng Phys, 2010, 32(5): 482 – 489.
- [21] Hussain M, Natarajan RN, Fayyazi AH, et al. Screw angulation affects bone – screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy fusion with a rigid screw-plate construct: a finite element model study[J]. Spine J, 2009, 9(12): 1016 – 1023.
- [22] Del Palomar AP, Calvo B, Doblare M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi – static loading[J]. J Biomech, 2008, 41(3): 523 – 531.
- [23] Erbulut DU, Zafarparandeh I, Lazoglu I, et al. Application of an asymmetric finite element model of the C2 – T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability[J]. Med Eng Phys, 2014, 36(7): 915 – 921.
- [24] Panjabi MM, Nibu K, Cholewicki J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability[J]. Eur Spine J, 1998, 7(6): 484 – 492.
- [25] Goel VK, Clark CR, Gallaes K, et al. Moment – rotation relationships of the ligamentous occipito – atlanto – axial complex[J]. J Biomech, 1988, 21(8): 673 – 680.
- [26] Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA. Effects of abnormal posture on capsular ligament elongations in a computational model subjected to whiplash loading[J]. J Biomech, 2005, 38(6): 1313 – 1323.
- [27] 张宇宸, 李颀, 牛文鑫, 等. 人工颈椎间盘置换对多节段下颈椎活动影响的三维有限元分析[J]. 中华医学杂志, 2008, 88(17): 1214 – 1216.
- [28] 王辉昊, 沈知彼, 邓真, 等. 人体全颈椎及椎动脉流固耦合模型的构建[J]. 浙江大学学报: 医学版, 2015, 44(2): 131 – 137.

(2016-04-29 收稿 2016-07-11 修回)

## • 作者须知 •

### 提交论文著作权转让书的提示

凡经本刊通知采用的稿件, 请通讯作者于接到通知后 1 周内, 将由全体作者签名并加盖第一作者单位公章的论文著作权转让书邮寄至本刊编辑部, 并注明稿件编号及第一作者姓名。

论文著作权转让书请寄: 河南省洛阳市瀍河区启明南路 82 号《中医正骨》编辑部, 邮政编码: 471002。