

# 颈椎上段 C<sub>1-3</sub> 损伤机制的生物力学特征 仿真计算方法研究

黄菊英 李海云 菅凤增 许莉莉

**【摘要】 目的** 建立人体 C<sub>1-3</sub> 运动节段有限元模型,对 C<sub>1-3</sub> 运动节段进行生物力学有限元测试,模拟在牵张、压缩、过伸和过屈暴力时 C<sub>1-3</sub> 运动节段生物力学特征。**方法** 采集健康成人 C<sub>1-3</sub> 运动节段 CT 影像学资料, Mimics 10.01 医学图像处理软件和 Geomagic 10.0 逆向工程软件分别建立 C<sub>1-3</sub> 运动节段椎骨和椎间盘, Ansys 软件附加颈椎相关材料属性,建立 C<sub>1-3</sub> 运动节段有限元模型,模拟 C<sub>1-3</sub> 在牵张、压缩、过伸和过屈暴力时的生物力学特性。**结果** 在纵向牵张载荷作用下,寰椎前弓、寰枢关节及 C<sub>3</sub> 椎板棘突部分所受应力较为集中;在纵向压缩载荷作用下,颈椎上段应力最大部位为寰椎前弓;在过伸力矩作用下,寰椎侧块、侧块与后弓交界部位、寰椎后弓结节、枢椎上关节面及枢椎峡部所受应力较大;在过屈力矩作用下,枢椎齿状突、寰椎后弓、寰椎后弓结节、枢椎峡部及枢椎下关节突为应力相对集中部位。**结论** 对颈椎上段 C<sub>1-3</sub> 进行生物力学有限元测试,可以预测颈椎上段运动节段损伤的生物力学机制。

**【关键词】** 颈椎; 颈部损伤; 生物力学; 有限元分析; 应力(非 *MeSH* 词)

## Research on simulation calculation method of biomechanical characteristics of C<sub>1-3</sub> motion segment damage mechanism

HUANG Ju-ying<sup>1</sup>, LI Hai-yun<sup>1</sup>, JIAN Feng-zeng<sup>2</sup>, XU Li-li<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Computer Simulation and Medical Imaging Laboratory, College of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China

<sup>2</sup>Department of Neurosurgery, Xuanwu Hospital, Capital Medical University, Beijing 100053, China

Corresponding author: XU Li-li (Email: phyally@ccmu.edu.cn)

**【Abstract】 Objective** To develop the finite element model (FEM) of cervical spinal C<sub>1-3</sub> motion segment, and to make biomechanical finite element analysis (FEA) on C<sub>1-3</sub> motion segment and thus simulate the biomechanical characteristics of C<sub>1-3</sub> motion segment in distraction violence, compression violence, hyperextension violence and hyperflexion violence. **Methods** According to CT radiological data of a healthy adult, the vertebrae and intervertebral discs of cervical spinal C<sub>1-3</sub> motion segment were respectively reconstructed by Mimics 10.01 software and Geomagic 10.0 software. The FEM of C<sub>1-3</sub> motion segment was reconstructed by attaching the corresponding material properties of cervical spine in Ansys software. The biomechanical characteristics of cervical spinal C<sub>1-3</sub> motion segment model were simulated under the 4 loadings of distraction violence, compression violence, hyperextension violence and hyperflexion violence by finite element method. **Results** In the loading of longitudinal stretch, the stress was relatively concentrated in the anterior arch of atlas, atlantoaxial joint and C<sub>3</sub> lamina and spinous process. In the longitudinal compressive loads, the maximum stress of the upper cervical spine was located in the anterior arch of atlas. In the loading of hyperextension moment, the stress was larger in the massa lateralis atlantis, the lateral and posterior arch junction of atlas, the posterior arch nodules of the atlas, superior articular surface of axis and C<sub>2</sub> isthmus. In the loading of hyperflexion moment, the stress was relatively concentrated in the odontoid process of axis, the posterior arch of atlas, the posterior arch nodules of atlas, C<sub>2</sub> isthmus and C<sub>2</sub> inferior articular process. **Conclusion** Finite element biomechanical testing of C<sub>1-3</sub>

doi: 10.3969/j.issn.1672-6731.2013.11.003

基金项目:国家自然科学基金资助项目(项目编号:30670576);国家自然科学基金资助项目(项目编号:81271519);北京市自然科学基金资助项目(项目编号:4122018);首都医科大学自然科学基金资助项目(项目编号:2013ZR12)

作者单位:100069 北京,首都医科大学生物医学工程学院计算机仿真和医学影像实验室(黄菊英,李海云,许莉莉);100053 北京,首都医科大学宣武医院神经外科(菅凤增)

通讯作者:许莉莉 (Email: phyally@ccmu.edu.cn)

motion segment can predict the biomechanical mechanism of upper cervical spine injury.

**【Key words】** Cervical vertebrae; Neck injuries; Biomechanics; Finite element analysis; Stress (not in *MeSH*)

This study was supported by National Natural Science Foundation of China (No. 30670576, 81271519), Beijing Natural Science Foundation (No. 4122018) and Capital Medical University Natural Science Foundation (No. 2013ZR12).

由于颈椎上段位置较高,解剖结构复杂,其损伤对患者影响较大。因此,对颈椎上段生物力学特征进行研究具有重要临床意义。然而,以往的体外生物力学研究方法难以获得较全面的信息。三维有限元分析(FEA)相对于传统实验方法,能够模拟多种载荷施加情况,并可获得颈椎内部应力分布。2008年,Greaves等<sup>[1]</sup>建立含有脊髓的颈椎生物力学模型,可模拟3种脊柱脊髓损伤。Kumaresan等<sup>[2]</sup>建立颈椎生物力学模型,包含关节面、关节囊和颈椎小关节关节囊,经有限元分析所得参数比以往颈椎模型的间隙关节更接近人体关节的解剖和功能。Panzer和Cronin<sup>[3]</sup>在可获得的数据基础上,建立C<sub>4-5</sub>运动节段有限元模型。随着颈椎模型功能的不断完善,有限元分析越来越多地应用于颈椎生物力学研究,而且在颈椎损伤机制、颈椎病及颈椎内固定器械等方面的生物力学分析中发挥越来越大的作用<sup>[4-6]</sup>。本研究旨在建立C<sub>1-3</sub>运动节段的有限元生物力学模型,并对其加载不同准静态负载时的椎体间旋转角度与体外数据进行比较;验证C<sub>1-3</sub>运动节段在不同载荷下的旋转角度,并与Panjabi等<sup>[7]</sup>的体外实验数据和Zhang等<sup>[8]</sup>的有限元模型数据进行比较,进一步验证该模型的有效性,然后对C<sub>1-3</sub>运动节段进行生物力学有限元测试,模拟该节段受到牵张、压缩、过伸和屈曲暴力时的生物力学特性,从而预测颈椎上段损伤的生物力学机制。

## 材料与方 法

### 一、实验资料

1. CT数据 选择无颈椎病病史的健康成年志愿者。采用日本Toshiba公司生产的16层螺旋CT(Aquilion 16)进行C<sub>1-3</sub>运动节段横断面扫描,获得断层图像DICOM格式,扫描层厚0.60 mm。

2. 几何模型 将CT图像导入Mimics 10.01医学图像处理软件,建立C<sub>1-3</sub>运动节段三维椎骨模型;通过逆向工程软件Geomagic 10.0对表面粗糙的椎骨模型进行平滑处理,以利于后期有限元网格划分

并增强计算的收敛性。为了使模型更接近或符合人体椎间盘的几何形态特征,依据人体CT图像的解剖特征,采用逆向工程软件Geomagic 10.0于枢椎(C<sub>2</sub>)椎体下表面和C<sub>3</sub>椎体上表面建立椎间盘三维模型。然后,根据各韧带的解剖位置加入横韧带(TL)、黄韧带(LF)、关节囊韧带(CL)、棘上韧带(SL)和棘间韧带(IL)、前纵韧带(ALL)和后纵韧带(PLL)。

### 二、实验方法

1. C<sub>1-3</sub>运动节段有限元模型的建立 将三维椎骨模型和椎间盘模型及韧带导入Solidworks软件系统,生成实体模型。再将实体模型导入Ansys 12.0有限元软件对其进行有限元的网格划分,形成C<sub>1-3</sub>运动节段的有限元模型,包括寰椎(C<sub>1</sub>)、枢椎、C<sub>3</sub>、椎间盘和韧带。寰椎和C<sub>3</sub>由皮质骨和松质骨构成,均采用四面体单元模拟,简化为连续、均匀和各向同性的线性弹性材料。由于韧带为纤维组织,加载后仅能承受张力载荷,因此大多采用仅具有张力性质的线性膜单元模拟;椎间盘由纤维环和髓核组成,纤维环采用四面体壳单元划分,髓核呈胶冻状,含水量高达70%~90%,在外界载荷作用条件下,主要承受压应力,因此髓核采用线性黏弹性材料属性描述。模型各组成部分的材料常数参见表1<sup>[4-6,9]</sup>。

C<sub>1-3</sub>之间主要存在3个关节接触面,分别是齿状突与寰椎间的接触、寰椎椎在关节囊位置的接触及C<sub>2-3</sub>小关节突间的接触。齿状突与寰椎之间的接触由于横韧带的作用,使得寰椎在外力作用下产生向上的分力,导致齿状突与寰椎之间出现相对滑动的趋势。因此,对于齿状突与寰椎关节面的接触模型设计采用滑动接触方式,摩擦系数定义为0.10;对于寰椎椎之间的接触、C<sub>2-3</sub>小关节突间的接触,以及椎间盘与椎体间的接触则采用面-面接触方式,摩擦系数也定义为0.10。

C<sub>1-3</sub>运动节段有限元模型是由Ansys 12.0软件中导入IGES格式的模型数据,根据外表面进行网格划分而形成的。其网格划分后共有16320个结点、

**表 1** 颈椎有限元模型的材料参数<sup>[4-6,9]</sup>  
**Table 1.** Material parameters of C<sub>1-3</sub> FEM<sup>[4-6,9]</sup>

Material	Elasticity modulus (MPa)	Poisson ratio	Section area (mm <sup>2</sup> )
Cortical bone	12 000	0.2	—
Cancellous bone	100	0.2	—
Cartilago articularis	25	0.4	—
ALL	30	0.3	6.1
PLL	20	0.3	5.4
TL	10	0.3	46.6
LF	1.5	0.3	50.1
CL	20	0.3	13.1
SL and IL	8	0.3	13.1
Fibrous ring	4.2	0.45	—
Nucleus pulposus	1	0.499	—

ALL: anterior longitudinal ligament, 前纵韧带; PLL: posterior longitudinal ligament, 后纵韧带; TL: transverse ligament, 横韧带; LF: ligamentum flavum, 黄韧带; CL: capsular ligament, 关节囊韧带; SL: supraspinous ligament, 棘上韧带; IL: interspinous ligament, 棘间韧带

13 268 个单元,包括寰椎、枢椎、C<sub>3</sub>、寰枢关节、横韧带、黄韧带、关节囊韧带、前纵韧带和后纵韧带等,模型参见图 1。

2. 边界与负载条件 (1)模型验证:限制 C<sub>3</sub> 椎体下方、双侧下关节面及棘突下方在各个自由度上的活动。为了验证 C<sub>1-3</sub> 运动节段有限元模型,对该模型加载不同的准静态负载,将 0.50、1.00、1.50 和 2.00 N·m 的前屈、后伸力矩加载至寰椎上,测量获得 C<sub>2-3</sub> 椎体之间在不同准静态载荷下的旋转角度,并与 Wheeldon 等<sup>[10]</sup>的参数进行比较,从而验证椎体的非线性特性。同时,对 C<sub>1-3</sub> 运动节段在不同载荷下的旋转角度进行验证,并与 Panjabi 等<sup>[7]</sup>和 Zhang 等<sup>[8]</sup>的实验参数进行比较。在分析过程中,采用垂直于寰椎上表面的 50 N 横断面压缩力模拟头颅重量。于寰椎上表面加载 1.00 N·m 的面载荷,模拟生理条件下颈椎上段前屈、后伸、侧弯和横断面旋转等不同载荷下 C<sub>1-2</sub> 和 C<sub>2-3</sub> 的活动范围。(2)C<sub>1-3</sub> 生物力学的有限元测试:采用有限元分析,模拟 C<sub>1-3</sub> 在牵张、压缩、过伸和屈曲暴力时的生物力学特性。限制 C<sub>3</sub> 椎体下方、双侧下关节面及棘突下方在各个自由度上的活动范围,于寰椎表面加载 500 N 垂直向上的面压力,模拟牵张暴力;于寰椎表面加载 500 N 垂直向下的面压力,模拟压缩暴力;于寰椎表面加载 20 N·m 的面载荷,模拟 C<sub>1-3</sub> 运动节段受到的过伸和屈曲暴力。

## 结 果

### 一、验证结果

准静态力矩前屈、后伸实验结果如图 2 所示,前屈、后伸曲线不对称,后伸角度略小于前屈,曲线起始部分坡度较大,直至接近 0.50 N·m,因为在力矩为 0.50 N·m 时韧带不能起到重要作用。一旦韧带被拉伸到一定力点时,即可对脊柱旋转功能产生一定影响,与 Wheeldon 等<sup>[10]</sup>的实验结果一致。图 3,4 显示,当 C<sub>1-2</sub> 和 C<sub>2-3</sub> 在 1.00 N·m 力矩作用下,其旋转角度与 Panjabi 等<sup>[7]</sup>和 Zhang 等<sup>[8]</sup>的实验参数相比,C<sub>1-2</sub> 进行横断面旋转时旋转角度最大,明显大于 C<sub>2-3</sub> 旋转角度;当进行横断面旋转时,C<sub>1-2</sub> 可获得近 50° 的旋转角度,颈椎上段 C<sub>1-3</sub> 节段运动范围与体外实验结果相一致,提示有限元模型有效。

### 二、C<sub>1-3</sub> 运动节段损伤机制

由表 2 可见,在纵向牵张载荷作用下,寰椎前弓、寰枢关节及 C<sub>3</sub> 椎板棘突部分所受应力较为集中,且最大应力分别为 95.48、90.57 和 70.72 MPa。枢椎峡部未见明显应力集中且峡部最大应力较小,仅为 10.68 MPa。

表 3 结果显示,在纵向压缩载荷作用下,颈椎上段从前上方至后下方应力逐渐降低,其中最大位于寰椎前弓,为 99.68 MPa。其次依次为寰枢关节、枢椎椎体和 C<sub>3</sub> 椎体,最大应力分别为 91.59、86.78 和 71.24 MPa。而枢椎以下脊柱后柱解剖结构所受应力相对较小。

由表 4 可见,在过伸力矩作用下,寰椎侧块、侧块与后弓交界部位、寰椎后弓结节、枢椎上关节面和枢椎峡部所受应力较大,为应力集中部位,且各部位最大应力分别为 69.76、71.85、65.86、63.26 和 68.67 MPa。

表 5 结果显示,在过屈力矩作用下,枢椎齿状突、寰椎后弓、寰椎后弓结节、枢椎峡部及枢椎下关节突为应力相对集中部位,各部位最大应力分别为 71.26、69.52、68.26、64.32 和 62.35 MPa。

## 讨 论

Yoganandan 等<sup>[11]</sup>首次提出正常颈椎有限元生物力学模型,该模型建立在正常 C<sub>6-7</sub> 运动节段 CT 图像基础之上,并通过轴向正向压力负载得以验证。其后,Maurel 等<sup>[12]</sup>建立简单的三维脊柱运动节段生

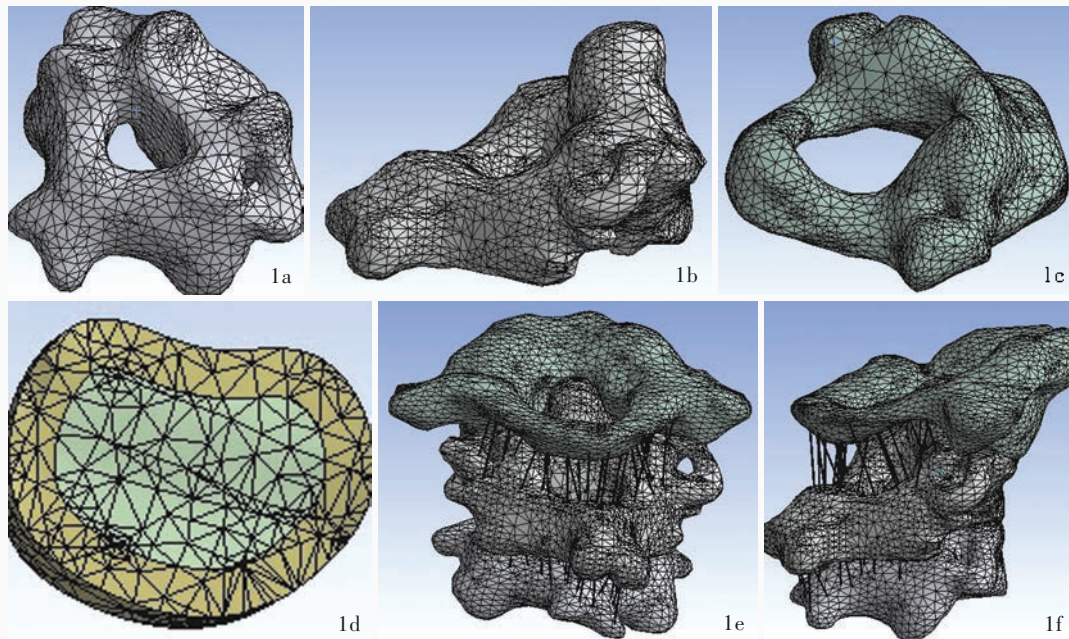


图 1 C<sub>1-3</sub> 运动节段有限元模型图示 1a 寰椎有限元模型 1b 枢椎有限元模型 1c C<sub>3</sub> 有限元模型 1d C<sub>2-3</sub> 椎间盘有限元模型 1e C<sub>1-3</sub> 运动节段有限元模型后面观 1f C<sub>1-3</sub> 运动节段有限元模型侧面观

Figure 1 C<sub>1-3</sub> motion segment finite element model. C<sub>1</sub> finite element model (Panel 1a). C<sub>3</sub> finite element model (Panel 1b). C<sub>3</sub> finite element model (Panel 1c). C<sub>2-3</sub> intervertebral disc finite element model (Panel 1d). C<sub>1-3</sub> motion segment finite element model for posterior view (Panel 1e). C<sub>1-3</sub> motion segment finite element model for lateral view (Panel 1f).

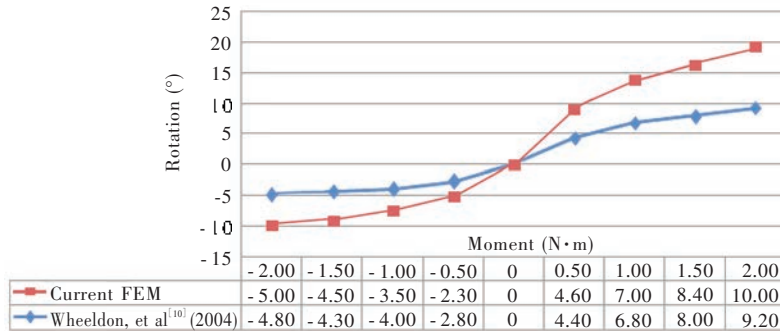
物力学模型,可进行颈椎前屈、后伸、侧弯和旋转等方向负载运动。1998年,Heitplatz等<sup>[13]</sup>在上述两种模型建立后又提出简单的人类脊柱有限元生物力学模型,其横断面压缩负载实验结果良好,该模型椎间盘由固体材料和非线性弹簧复合而成。与此同时,Goel和Clausen<sup>[14]</sup>运用C<sub>5-6</sub>运动节段的CT图像建立更为详细的三维脊柱生物力学模型,可进行前屈、后伸、侧弯和旋转等负载运动。随着计算机和有限元软件技术的进步与发展,颈椎有限元生物力学模型不断完善、解剖结构不断细化。2005年,Zhang等<sup>[15]</sup>建立全颈椎有限元模型,从颅底至C<sub>7</sub>包含全部颈椎、椎间盘、韧带和关节。在本研究中,我们采用基于人体的CT影像建立C<sub>1-3</sub>运动节段有限元生物力学模型,并于4种不同载荷下的旋转角度验证模型的有效性。表2~5表明在不同载荷下C<sub>1-3</sub>可能发生损伤的部位。

在纵向牵张暴力的作用下,寰椎前弓、寰枢关节及C<sub>3</sub>椎板棘突部分应力较为集中,枢椎峡部未见明显应力集中。从解剖学角度而言,在纵向牵张暴力作用下,枢椎与寰椎作为一个整体向上分离,前纵韧带、椎间盘和后纵韧带所受应力较大,甚至造

成前、后纵韧带及椎间盘断裂,后方的枢椎后结构通过小关节囊、黄韧带、棘间韧带等与C<sub>3</sub>连结完整,唯有当前、后纵韧带及椎间盘损伤断裂后,枢椎峡部才产生较大剪切变形使该部位应力增大。

在纵向压缩载荷下,应力由前向后逐渐减小,无明显应力集中部位,表明颈椎前柱是承载纵向压缩载荷的主要部位。纵向压缩载荷是临床寰椎爆裂性骨折(Jefferson骨折)的主要致伤原因,此与寰椎解剖学特点关系密切。寰椎外观呈椭圆环状,在两侧增厚变粗,称为侧块,侧块上下表面为斜向内前方的关节面。侧块向前移行为前弓,向后移行为后弓,移行部位是寰椎最薄弱处,也是最常见的骨折部位。当暴力和反作用力聚积作用于寰椎时,因寰椎上下关节面的内向性,暴力和反作用力之合力可使寰椎侧块受到离心性暴力,从而在寰椎前后弓与其侧块连接处的最薄弱部位发生骨折。

本研究模型在过伸力矩载荷的作用下,枢椎齿状突、上关节面、峡部、下关节突所受应力较大,齿状突应力增大的原因是由于寰椎过度后伸,导致前弓后缘与齿状突相互挤压。同样,上关节面与下关节突应力增大也是与相邻关节相互作用的结果。



FEM, finite element model, 有限元模型。The same as figures below

图2 C<sub>2-3</sub>运动节段前屈、后伸运动结果的比较

Figure 2 Flexion - extension results for C<sub>2-3</sub> motion segment and comparison with Wheeldon, et al<sup>[10]</sup>.

图3 不同载荷时, C<sub>1-2</sub>运动节段活动范围的比较

Figure 3 Comparison of the rotation angle of C<sub>1-2</sub> motion segment between present simulations and literature (experimental results from Panjabi, et al<sup>[7]</sup>, numerical results from Zhang, et al<sup>[8]</sup>) for different loadings.

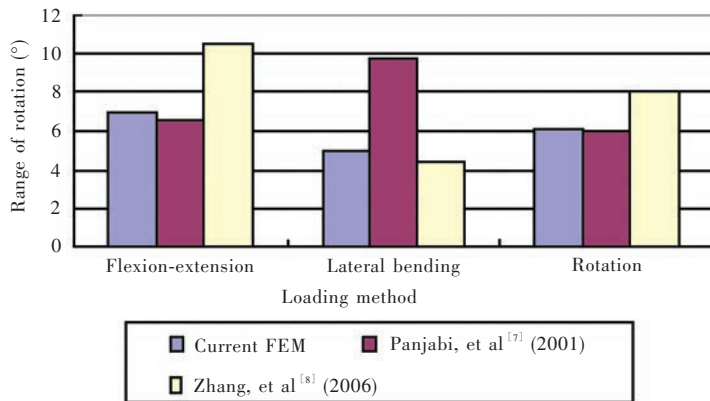
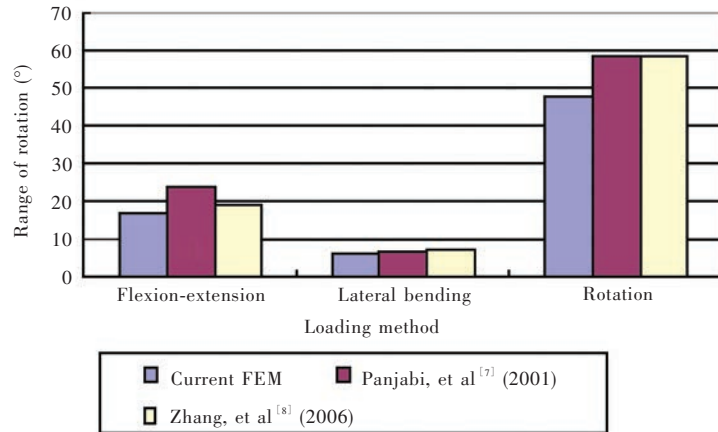


图4 不同载荷时, C<sub>2-3</sub>运动节段活动范围的比较

Figure 4 Comparison of the rotation angle of C<sub>2-3</sub> motion segment between present simulations and literature (experimental results from Panjabi, et al<sup>[7]</sup>, numerical results from Zhang, et al<sup>[8]</sup>) for different loadings.

而枢椎峡部应力增大则是由于其为枢椎前后柱的连接部分。从生物力学观点考虑,一种伸展力量作用于齿状突和上关节面产生一个集中点,迫使枢椎前柱在矢状面上绕X轴旋转,其依靠两个力平衡:一侧是张力,作用于前纵韧带、椎间盘和后纵韧带;另一侧为压力,作用于C<sub>2-3</sub>的小关节突关节。这两种相等和相对的力产生一个平衡点,位于枢椎侧块关节之后方,即枢椎上、下关节突之间的峡部<sup>[16]</sup>,使其成为力学杠杆支点,又由于有椎动脉孔穿越其间,

恰是解剖薄弱部位,当应力超出其极限时即可导致骨折<sup>[17]</sup>。

在过伸载荷下,寰椎后弓与枢椎椎板之间存在一应力增高区域,表明在过伸载荷下,寰椎后弓与枢椎椎板之间存在接触或撞击,由于寰椎前弓受过伸力矩牵拉产生向上的作用力,而寰椎后弓由枢椎椎板的阻挡也受到向上的反作用力,这两个力的支点在寰椎侧块后方后弓交界处,同时此处又有椎动脉在其后上方绕行进入颅内,骨质较薄弱,也是易

**表 2** 纵向牵张载荷作用下的最大应力分布(MPa)

**Table 2.** The maximum stress distribution under longitudinal stretching loading (MPa)

Position	Maximum stress	Position	Maximum stress
Anterior arch of atlas	95.484	Isthmus of axis	10.681
Atlanto-axial articulation	90.568	C <sub>3</sub> lamina and spinous process	70.718

**表 3** 纵向压缩载荷作用下的最大应力分布(MPa)

**Table 3.** The maximum stress distribution under longitudinal compressive loading (MPa)

Position	Maximum stress	Position	Maximum stress
Anterior arch of atlas	99.684	Axis vertebral body	86.781
Atlanto-axial articulation	91.585	C <sub>3</sub> vertebral body	71.241

**表 4** 20 N·m 过伸力矩作用下的最大应力分布(MPa)

**Table 4.** The maximum stress distribution under 20 N·m hyperextension moment (MPa)

Position	Maximum stress	Position	Maximum stress
Lateral mass of atlas	69.761	Superior articular surface of axis	63.246
Junction between lateral mass and posterior arch	71.851	Isthmus of axis	68.671
Nodules of atlas posterior arch	65.861		

**表 5** 20 N·m 过屈力矩作用下的最大应力分布(MPa)

**Table 5.** The maximum stress distribution under hyperflexion moment of 20 N·m (MPa)

Position	Maximum stress	Position	Maximum stress
Dentoid process of axis	71.258	Isthmus of axis	64.323
Posterior arch of atlas	69.523	Inferior articular surface of axis	62.352
Nodules of atlas posterior arch	68.256		

发生骨折的部位,提示创伤性枢椎滑脱(Hangman 骨折)是合并寰椎后弓骨折的原因<sup>[18-19]</sup>。

在屈曲力矩载荷作用下,齿状突应力增大是由于寰椎受到屈曲暴力前移,附着于寰椎的横韧带牵拉齿状突所致,同时寰椎横韧带所受应力也增加。下关节突应力增大是由于寰椎前移受到 C<sub>3</sub> 上关节突的阻挡,故此处应力增大。而峡部应力增大则是由于该部为枢椎前后柱的连接部分,枢椎前部椎体和寰椎作为一个整体有向前下旋转的趋势,后方的枢椎后结构与 C<sub>3</sub> 连结完整,形成反作用力限制这种活动,从而产生杠杆作用,其支点为 C<sub>3</sub> 上关节突,而 C<sub>3</sub> 上关节突之上方即为枢椎峡部,所以在此部位应力较为集中。

## 结 论

有限元生物力学模型为我们提供了正常生理功能的信息,减少了对动物实验和尸体解剖的依赖,是临床研究不可或缺的工具。采用有限元分析对 C<sub>1-3</sub> 运动节段进行生物力学的有限元测试,可以预测上颈椎损伤的生物力学机制。功能强大的计算机和软件能够自动从 CT 和 MRI 影像数据中提取特征参数或重要几何细节,直接产生有限元模型。毫无疑问,有限元分析对脊柱生物力学研究产生了重要影响,而且这种影响还将继续扩大。

## 参 考 文 献

- [1] Greaves CY, Gadala MS, Oxland TR. A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36:396-405.
- [2] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule. *J Biomech*, 1998, 31:371-376.
- [3] Panzer MB, Cronin DS. C<sub>4</sub>-C<sub>5</sub> segment finite element model development, validation, and load sharing investigation. *J Biomech*, 2009, 42:480-490.
- [4] Panzer MB, Fice JB, Cronin DS. Cervical spine response in frontal crash. *Med Eng Phys*, 2011, 33:1147-1159.
- [5] Mattucci SF, Moulton JA, Chandrashekar N, Cronin DS. Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012, 2:216-226.
- [6] Cronin DS. Finite element modeling of potential cervical spine pain sources in neutral position low speed rear impact. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013.[Epub ahead of print]
- [7] Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, Shin E. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2001, 26:2692-2700.
- [8] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, Lee VS. Finite element analysis of moment - rotation relationships for human cervical spine. *J Biomech*, 2006, 39:189-193.
- [9] Huang JY, Li HY, Jian FZ, Yan HG. The finite element modeling and analysis of human lumbar segment herniation. *Zhongguo Xian Dai Shen Jing Ji Bing Za Zhi*, 2012, 12:394-398. [黄菊英, 李海云, 菅凤增, 严华刚. 腰椎间盘突出症有限元模型的建立与分析. *中国现代神经疾病杂志*, 2012, 12:394-398.]
- [10] Wheeldon JA, Pintar F, Knowles S, Yoganandan N. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *J Biomech*, 2006, 39:375-380.
- [11] Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ. Finite element modeling of the C<sub>4</sub>-C<sub>6</sub> cervical spine unit. *Med Eng Phys*, 1996, 18:569-574.
- [12] Maurel N, Lavaste F, Skalli W. A three - dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine: study of the influence of the posterior articular facets. *J Biomech*, 1997, 30:921-931.
- [13] Heitplatz P, Hartle SL, Gentle CR. A 3 - dimensional large deformation FEA of a ligamentous C<sub>4</sub> - C<sub>7</sub> spine unit. *Third International Symposium on Computer Methods in*

- Biomechanics and Biomedical Engineering, Barcelona, Spain, 1998: 387-394.
- [14] Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> motion segment using the finite element approach. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1998, 23:684-691.
- [15] Zhang QH, Teo EC, Ng HW. Development and validation of a C<sub>6</sub>-C<sub>7</sub> FE complex for biomechanical study. *J Biomech Eng*, 2005, 127: 729-735.
- [16] Zsolcza S, Pentelényi T. The modern approach of Hangman's fracture. *Acta Chir Hung*, 1990, 31:3-24.
- [17] Schneider RC, Livingston KE, Cave AJ, Hamilton G. "Hangman's fracture" of the cervical spine. *J Neurosurg*, 1965, 22:141-154.
- [18] Ebraheim NA, Fow J, Xu R, Yeasting RA. The location of the pedicle and pars interarticularis in the axis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2001, 26:E34-37.
- [19] Li JS, Jia LS. *Cervical spine surgery*. Shanghai: Shanghai Scientific and Technological Literature Publishing House, 1998: 34. [李家顺, 贾连顺. 颈椎外科学. 上海: 上海科学技术文献出版社, 1998: 34.]

(收稿日期:2013-10-15)

## 29th CINP World Congress of Neuropsychopharmacology

Time: June 22-26, 2014

Venue: Vancouver Convention Center, Vancouver, Canada

Email: cinp@northernnetworking.co.uk

Website: www.cinp2014.com

The 29th CINP World Congress will be held in June 22-26, 2014 in Vancouver, Canada. The main purpose of this CINP World Congress is to provide a truly outstanding scientific and educational program featuring leading figures from around the world who are literally changing the face of neuropsychopharmacology.

The Plenary Speakers will include nobel laureates, and other innovators who are transforming our ability to visualize and manipulate the brain with a specificity that was undreamed just a few years ago. Medical practice will be informed by leading clinical researchers who are spearheading new treatment regimens for brain disorders where sensory - motor disturbance and cognitive (emotional) difficulties often reflect two sides of the same coin. These memorable lectures will be complimented by 36 Symposia spanning the broad spectrum of neuropsychopharmacology from both preclinical and clinical perspectives.

Scientific and Educational Workshops will provide interactive discussions on the latest techniques along with opportunities to learn firsthand about new and successful clinical approaches to mental ill-health. Lively Pro and Con Debates will ensure that different perspectives are given the respect they deserve.

## Novel Immunotherapeutics Summit 2014

Time: January 29-31, 2014

Venue: San Diego, USA

Website: www.ecco-org.eu/Global/Events/Other-Events/Novel-Immunotherapeutics-Summit-2014.aspx

The Novel Immunotherapeutics Summit 2014 brings together experts from academia and industry to discuss cutting edge research, immuno - strategies and novel therapeutics against various diseases. Topics such as cytokines, inflammation, cancer immunotherapy, immunomonitoring, biomarkers, immunosuppression, immunogenicity, immunotoxicity and innate immunity will be discussed at the summit.

The summit will begin with a workshop, and then break into four concurrent conferences, all of which will talk about complementary areas of the latest breakthroughs in the immunology field: 1) Novel Immunoassays Workshop: Platform & Methods; 2) 12th Cytokines & Inflammation; 3) 6th Immunotherapeutics & Immunomonitoring; 4) 2nd Immunogenicity and Immunotoxicity; and 5) Inaugural Innate Immunity.