

第二军医大学

硕士学位论文

不同长度颈椎椎弓根螺钉的三维有限元研究

姓名：王聪

申请学位级别：硕士

专业：外科学（骨外）

指导教师：侯铁胜；赵杰

20100401

摘要

【目的】

- 1、本实验目的在于利用正常成人颈椎薄层CT扫描资料建立正常成人C2~C7三维有限元模型，并进行有效性验证。
- 2、在已建立的模型上进行相关的三维有限元生物力学实验，为临床上选择合适长度的颈椎椎弓根螺钉做出合理的解释，并对维持螺钉稳定的因素进行分析，以确定应用短颈椎椎弓根螺钉的可行性及实用性。

【方法】

- 1、选取一32岁，健康女性志愿者为研究对象，对上述研究对象C2~C7节段进行CT扫描。利用Geomagic Studio9.0、Simpleware2.0、Abaqus6.9-2软件建立C2~C7模型。约束最下位的C7椎体下表面，使下表面各节点完全固定，最上位的C2不受任何约束，并接受载荷失量。对模型施加73.6N的预载荷，运动附加力为1.0NM，在颈椎前屈、后伸、侧屈及旋转四种工况下进行计算颈椎活动范围，并和以往研究结果进行对比。
- 2、在建立正常成人C2~C7三维有限元模型基础上，构建颈椎后柱失稳结构三维有限元模型，在此基础上分别建立以26mm、18mm、14mm、10mm长的椎弓根螺钉固定模型及以10mm长的侧块螺钉固定模型。对模型施加73.6N的预载荷，运动附加力为1.0NM，在颈椎前屈、后伸、侧屈及旋转四种工况下进行计算颈椎活动范围、螺钉应力、固定节段及邻近节段椎间盘的应力。

【结果】

- 1、建立的C2~C7三维有限元模型，包括132240个节点和442486个单元。模型在前屈、后伸、侧屈及旋转四种工况下活动范围与文献结果一致。
- 2、五种固定模型位移均明显减小，26mm椎弓根螺钉模型较长度为10mm椎弓根螺钉模型的位移明显减小，两者存在显著性差异 ($P < 0.05$)，长度为26mm、18mm、14mm椎弓根螺钉模型统计学处理表明三者位移无显著性差异 ($P > 0.05$)，稳定性相当，10mm椎弓根螺钉模型与侧块螺钉模型比较位移无显著性差异 ($P > 0.05$)。
- 3、螺钉应力最高值位于近钉棒连接处，即与后方椎板皮质骨接触处最大，在螺钉的椎弓根段部分亦压力较大，进入椎体内松质骨后螺钉应力显著减小。26mm长的椎弓根螺钉模型螺钉应力明显大于其他应用短椎弓根螺钉模型 ($P < 0.05$)，短椎弓根螺钉模型组间比较发现螺钉应力无显著差异 ($P > 0.05$)，侧块螺钉固定模型与短椎弓根螺钉固定模型比较发现螺钉应力无显著差异 ($P > 0.05$)。
- 4、固定节段C4/5椎间盘应力，侧屈及旋转载荷下，长度为10mm的椎弓螺钉模型及侧块螺钉模型的椎间盘应力峰值较长椎弓根螺钉模型明显增加，26mm椎弓根螺钉模型与18mm、14mm椎弓根螺钉模型椎间盘应力相近。邻近固定节段椎间盘的应力比较，不同

长度螺钉之间，邻近椎间盘应力无明显差别 ($P>0.05$)。在前屈、侧屈、旋转载荷下，各种固定模型邻近固定节段的下位椎间盘内应力峰值的增加明显高于邻近固定节段的上位椎间盘应力峰值的增加；后伸载荷下，相邻固定节段的上位椎间盘内应力峰值增加最小，相邻固定节段的下位椎间盘内应力峰值反而减小。

【结论】

- 1、建立了正常人颈椎C2~C7非线性三维有限元模型，前屈、后伸、侧屈、旋转工况下的活动范围与文献资料一致，验证了模型的有效性，可进行临床与实验研究。
- 2、各长度椎弓根螺钉比较，26mm、18mm、14mm长度椎弓根螺钉的稳定性优于10mm长度椎弓根螺钉，而前三者无明显差异，临床上为避免长椎弓根螺钉带来的风险，建议选用18mm和14mm椎弓根螺钉。并且，椎弓根螺钉与侧块螺钉比较，前者稳定性优于后者。短椎弓根螺钉（10mm）及侧块螺钉对维持旋转及侧屈稳定性较差。
- 3、短颈椎椎弓根螺钉降低了螺钉断裂的风险。维持颈椎椎弓根固定的稳定因素主要是椎板处的皮质骨、椎弓根的环形皮质、椎弓根与椎体后缘交界处的一层皮质，而椎体内松质骨贡献较小。
- 4、短椎弓根螺钉或是侧块螺钉并不能减少邻节椎间盘的应力。无论采用侧块螺钉固定还是各种长度的椎弓根螺钉固定，相邻固定节段下位椎间盘内应力的增加值均较上位椎间盘高，意味着下位椎间盘可能更易退变。

【关键词】

颈椎，有限元模型，生物力学，椎弓根螺钉，侧块螺钉

Abstract

Objective

1. To develop and validate an anatomic detailed finite element model of the cervical spine(C2~C7) with resource of thin-slice computed tomography(CT) scans.
2. To have a three-dimensional finite element experiment in virtue of established model ,the reason from which length to be chosen was obtained in clinical application of cervical pedicle screw. And Being analyzed factors in the maintenance of a stable screw, the feasibility and practicality of short cervical pedicle screw could be confirmed.

Methods

1. To create a finite element model of the intact cervical spine, thin-slice computed tomography (CT) scans of the cervical spine from C2 to C7 of a 38-year-old healthy female were obtained. The commercially available finite element program Geomagic Studio 9.0、Simpleware2.0 and Abaqus 6.9-2 were applied to model the spinal segments. In the finite element model, the inferior surface of the C7 vertebral body was completely fixed in all directions. The 1-N-m flexion, extension, rotation, and lateral bending moment with a compressive preload of 73.6 N were respectively imposed on the superior surface of the C2 vertebral body in this study. For validation of the model, the results of this study would be compared with previous research.
2. The intact model was modified to simulate posterior laminectomy and internal fixation with varied length pedicle screws and lateral mass screws. The 1.0-N-m flexion, extension, rotation, and lateral bending moment with a compressive preload of 73.6 N were respectively imposed on the superior surface of the C2 vertebral body. Cervical ROM , stress of pedicle screws and stress in the fixed,adjacent discs were calculated.

Results

1. A finite element model of the intact C2~C7 segment with 132240 nodes and 442486 elements was created. ROM of flexion, extension, rotation, and lateral bending were consistent with literature results.
2. The ROM of five kinds of fixed model were significantly reduced. The ROM of model with 26mm screw was significantly smaller than 10mm screw model($P<0.05$)Models with 18mm and 14mm screw can provide similar stability as model with 26mm screw($P>0.05$). There was no significant difference in displacement between model with 10mm screw and model with lateral mass screw ($P>0.05$).
3. The highest value of screw stress was near screw-rod junction,which was contact laminar cortical bone. The peak Von Mises stresses of pedicle screws in model with 26mm screw was significantly greater than models with shorter pedicle screw and lateral mass screw ($P<0.05$). There was no significant difference in stress among model with shorter screw and model with lateral mass screw ($P>0.05$). The part of the screw through pedicle was also highly stressed, while the stress was significantly reduced when the screw enter into the vertebral body cancellous bone.
4. The peak Von Mises stress of C4/5 disc in model with 10mm pedicle screw and lateral screw was higher than model with longer screw when under lateral bending and rotation loading. There was no significant difference in stress adjacent fixed segment among

models with varied length Screws ($P>0.05$) . The peak Von Mises stress of inferior disc adjacent fixed segment increased significantly higher than superior disc in all fixed segments, when under flexion,lateral bending,rotation loading. There was no distinction among varied length pedicle screw in adjacent discs. The peak Von Mises stress of superior disc adjacent fixation segment increased least under extension loading, while it decreased in inferior discs.

Conclusions

1. The cervical finite element model(C2~C7) is validated and ROM of flexion, extension, rotation, and lateral bending are consistent with literature results. It can be used for biomechanical tests.
2. The stability of model with 26mm,18mm,14mm length pedicle screws is much better than model with 10mm pedicle screw. There is no significant difference among the former three kinds. Clinically, 18mm and 14mm screws are suggested to be used in order to avoid the risks of long pedicle screw. The stability of model with pedicle screw is superior to model with lateral mass screws. The stability of cervical spine with bending and rotating can not be controlled sufficiently with the shorter (10mm) pedicle screws and lateral mass screw.
3. The risk of screw breakage is reduced by using shorter pedicle screw. The stabilizing factors in the maintenance of cervical pedicle screws mainly consist of cortical bone at lamina, pedicle cortex and cortical bone at the junction of the pedicle and the vertebral body. However cancellous bone has a relatively small contribution to maintenance of cervical pedicle screws.
4. There is no effect on reducing adjacent intervertebral disc pressure by shorting cervical pedicle screws.The speedup of degeneration in inferior disc is more obvious compared with superior disc with posterior laminectomy and internal fixation.

KEY WORDS

cervical spine, finite element model, biomechanics, pedicle screw, lateral mass screw

缩略词表

英文缩写	英文名称	中文名称
ROM	Range of Motion	运动范围
CT	Computed Tomography	计算机 X 线断层摄影
ASD	Adjacent Segment Disease	邻近节段病
FEM	Finite Element Methods	有限元法
FEA	Finite Element Analysis	有限元分析
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	数字影像和通讯标准
NURBS	Non-uniform Rational B-splines	非均匀有理 B 样条
CAD	Computer Aided Design	计算机辅助设计

前 言

颈椎是头颅与躯干的连接部分，在整个脊柱结构中较为复杂和特殊，活动性大、稳定性差。同时，发生在颈椎的外伤、肿瘤、退行性疾病对颈椎的稳定性造成了破坏，在外科干预的同时必然要对稳定性进行重建。以往颈椎的内固定分前路固定、后路固定、前后路联合固定，较常应用的前路固定包括：AO 钢板螺钉系统、Casper 钢板系统、Orion 钢板螺钉系统等。但是前路固定系统的缺点亦是明显，对于三柱不稳定者，单纯前路钢板固定的前屈后伸稳定性不能达到正常水平，左右侧屈及旋转稳定性仅和完整状态相当。Sutterlin 于 1988 年用动物脊柱制成的前中柱损伤模型循环加载实验，发现前方钢板螺钉系统似乎不能很好维持椎间关节损伤后的稳定性。Coe 于 1989 年发现 Casper 钢板治疗颈椎牵伸-屈曲型损伤时，在屈曲和轴向压缩载荷下，后方应力增加，稳定性欠佳，早期需外固定的保护。后路固定包括：钢丝捆绑、钩形钢板、侧块螺钉、椎弓根螺钉固定等。三柱理论将脊柱系统分前、中、后三柱，单一的固定方式对于前后柱同时受损的患者，稳定性必然大打折扣。研究表明，颈椎椎弓根螺钉的三柱固定能提供较以往一些方法更加牢固的稳定性。1994 年 Abumi 与 Jeanneret 等分别报道了应用颈椎椎弓根螺钉技术成功治疗颈椎外伤。国内学者王东来等于 1998 年开始对这一技术进行了相关的报道，它不仅具有良好的骨折复位和畸形矫正能力，而且能对伤椎的侧弯和旋转有效地控制。因此，它的这种三维稳定性较单纯前路或后路的固定方式更坚强，但是由于颈椎椎弓根细小，个体差异性大，椎弓根的解剖结构与毗邻关系复杂，内邻颈髓、外邻椎动脉、上下有神经根跨过，椎弓根钉置入时易于损伤其邻近结构，造成严重后果，因此，颈椎椎弓根内固定的危险性大，操作技术要求高。不少学者对这项技术进行探索，并对椎弓根螺钉的置入均有不同看法，如 Abumi 法、根据解剖标志法、椎板部分切除椎弓根探查法、管道疏通法、计算机三维导航系统法等，并在一定程度上减少了并发症的发生。但是临床中发现，置入标准的椎弓根螺钉并非易事，很多椎弓根螺钉的长度并没有达到颈椎椎体，甚至止于椎弓根起始部或其途中，Jones 等进行的椎弓根螺钉拔出实验也表明螺钉长度与拔出力无显著关系，认为椎弓根螺钉的稳定性主要取决于螺钉螺纹切入骨皮质的量，而椎体松质骨只起很小作用，并且在临床中我们发现，另一些螺钉已穿破椎弓根外层骨皮质或内侧骨皮质。国内学者刘景堂等对不同长度的标准椎弓根螺钉及侧块螺钉系统的稳定性进行了比较，得到适宜的颈椎椎弓根螺钉长度，但是对于上述非标准颈椎椎弓根螺钉的稳定性如何，国内尚无相关报道。本研究拟借助计算机仿真三维有限元分析的方法，建立复合解剖形态的颈椎及不同长度的颈椎椎弓根螺钉有限元模型，深入研究维持颈椎稳定的改进内固定方法，为临床工作提供科学的实验依据。

本实验包括以下两个部分：

第一部分：正常人C2~C7三维有限元模型的建立及有效性验证。

第二部分：颈椎不同长度椎弓根螺钉固定的三维有限元研究。

第一部分

正常人颈 2-颈 7 三维有限元模型的建立及有效性验证

颈椎支持了头部的载荷，又由于颈椎生理活动范围大，容易发生退变，同时，颈椎周围肌肉的保护程度不及腰椎，在外伤性损伤中，颈椎常常发生韧带断裂、骨折脱位，甚至在原有基础病变上加重脊髓损伤。因此，颈椎的生物力学一直是关注的热点。由于颈椎解剖结构复杂，对颈椎进行应力、应变等力学分析很难通过实验生物力学手段实现。随着计算机技术和有限元理论的发展，有限元分析法已经从定性描述发展到定量表达对人体系统的认识，能够模拟越来越多的临床状态^[1]。

本实验目的在于利用正常人颈椎0.6mm薄层CT扫描资料建立正常人C2~C7三维有限元模型，并进行有效性验证，为颈椎生物力学研究提供有效途径和方法。

材料与方 法

一、实验材料

（一）实验对象

选取某正常成年女性作为志愿者（32岁，身高164cm，体重52kg）。既往无颈椎疾病，扫描前先拍摄颈椎X线片及CT以排除颈椎病变。（图1-1）

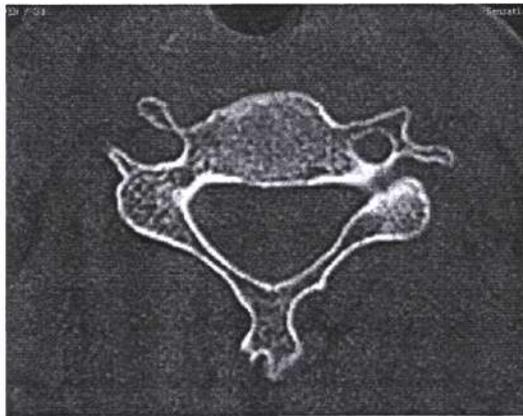


图1-1 颈椎轴位CT平扫

（二）设备及相关软件

本实验所建立的数学模型、所有操作均在计算机上利用相关软件完成。

1. 螺旋CT机（Siemens Sensation Cardiac 64层螺旋CT Germany）

由上海长海医院影像科CT室提供

2. 计算机硬件：

(1) 服务器基本配置: CPU采用Core2 Q6600 4核、内存8G、硬盘1000G、显存512MB。由上海交通大学伤骨科研究所提供。

(2) 个人计算机基本配置: CPU采用Core2 P8300、内存3G、硬盘250个G。

3. 主要相关软件:

(1) Simpleware2.0 (Simpleware 公司:英国):用于三维几何实体模型的重建。

(2) Geomagic Studio 9.0 (Raindrop 公司:美国):用于模型修改和表面划分。

(3) Abaqus 6.9-2 (Abaqus 公司:美国):用于有限元模型建立和力学分析。

以上软件由上海交通大学伤骨科研究所提供。

二、实验步骤

(一) 正常人C2~C7三维有限元模型的建立

1. 实验对象的选取

选取某正常成年女性作为志愿者(32岁,身高164cm,体重52kg)。既往无颈椎疾病,扫描前先拍摄颈椎X线片及CT以排除颈椎病变。

2. 三角网格模型的建立

采用长海医院CT室64排螺旋CT机(Siemens Sensation Cardiac 64层螺旋CT Germany)对上述研究对象C2~C7节段进行扫描,在CT机上对原始数据进行插值、放大处理后,得到0.6mm层厚的CT图片共210张,点阵物理距离为0.798828mm,以通用DICOM3.0格式读入医学有限元建模软件Simpleware2.0(医学有限元建模软件Simpleware2.0包含建模模块ScanIP、组合装配模块ScanCAD与有限元前处理模块ScanFE)。

在ScanIP模块下进行如下的操作处理:首先将原始图像重新采样,适当调整原始图像的分辨率从而调整最终生成的实体模型的精细度。再经过图象切割分割出感兴趣的区域。采用适当的调节参数,运用递归高斯滤波器和形态滤波器对图像进行滤波降噪处理。最后运用填充与阈值工具对感兴趣区域进行基于CT灰度值的动态阈值分割,区分并标识出各颈椎骨性部分。从而完成了对原始图像的降噪滤波、边界处理、阈值分割与特征提取,最终建立起C2~C7椎体的STL三角网格模型。把生成的STL三角网格模型作为Geomagic8.0的导入文件。

3. 三维几何实体模型的建立

将由ScanIP模块下生成的三角网格模型分别导入逆向工程软件Geomagic8.0中进行修补与优化。首先基于曲率连续性原则填充模型表面空洞,去除模型表面非特征性的肿块和压痕,平滑松弛表面,防止非特征性的高曲率及自相交面的产生。然后用轮廓线来描述模型表面曲率的变化,参数化调节每块封闭轮廓线(嵌片)的U-V网格线,从而调节NURBS曲面的精细度,实现用光顺平滑的NURBS(非均匀有理B样条)

曲面来拟合模型表面三角面片，最后生成具有G1连续的NURBS曲面模型即实体模型（图 1-2）。

4. 在三维几何实体模型上确定单元类型、划分有限元网格

在对有限元模型进行网格划分时，为了进一步完善C2~C7三维几何模型，重建C2~C7的韧带结构，包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带和关节囊韧带，同时重建小关节的结构，模拟小关节的功能，将接触单元引入小关节的受力分析过程。利用Abaqus6.9-2的自适应网格划分功能，控制好各部位网格划分密度，对模型各部分进行网格划分。为了在网格化分中精确再现颈椎的几何结构，本研究选用4节点四面体(C3D4)单元对颈椎实体结构进行网格划分，选用两节点缆索式 (Truss) 单元对韧带进行网格划分，以适应人体颈椎不规则的几何形状。

三维有限元法是利用数学模型对几何外形和生物力学特性都十分复杂的生物体进行模拟，在不影响模型真实性和计算结果的基础上，在建模过程中要进行适当的简化，以减少工作量。本实验单元数目如下（表1-1 表1-2）：

表 1-1 有限元模型椎体的单元划分

部位	皮质骨	松质骨
C2	9282	29839
C3	9876	30782
C4	8164	23000
C5	12292	37981
C6	15526	50859
C7	11778	37337

表1-2 有限元模型椎间盘单元划分

部位	髓核	纤维环
C2/3	2424	2772
C3/4	2890	2730
C4/5	3175	2870
C5/6	3906	3486
C6/7	5648	4648

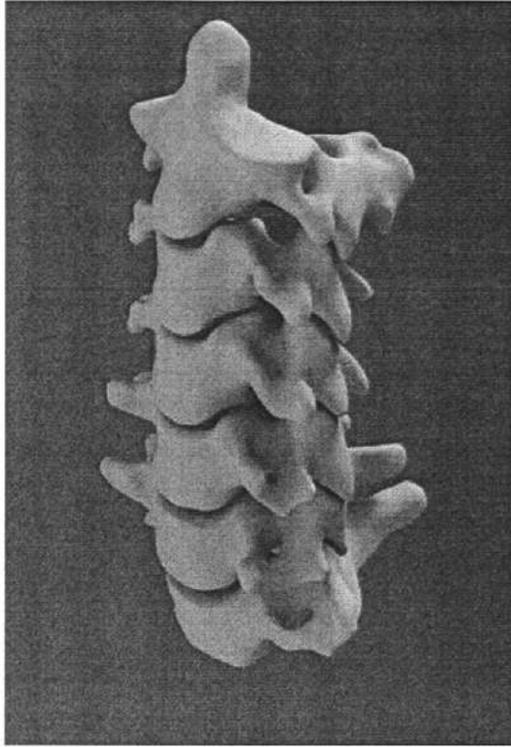


图1-2 C2~C7实体模型

(1) 椎体：从解剖结构看，椎体包括外周的密质骨和中心的松质骨，以及上下方的软骨终板。因软骨终板的弹性模量仅为与之相邻的骨终板的几百分之一，且其厚度很小，从力学的角度考虑，对计算结果的影响可忽略不计，故本实验中未参与建模。

(2) 椎间盘：纤维环胶原纤维的材料特性为非线性，弹性模量随着载荷大小的变化而变化。纤维环模拟为同源基质中包埋着大量胶原纤维，纤维以交叉形式排列为4层，纤维环的纤维相互交叉成角约 30° ，与椎间盘成平均正负 $22\sim 29$ 度夹角，纤维环纤维模拟为两节点缆索式单元。髓核模拟为接近于液体的材料特性，髓核横截面积占椎间盘横截面积的43%^[2]。

(3) 后方结构：虽然后方结构中的骨性成分相对前方的椎体与椎间盘来说，几何尺寸很小，但具体区分皮质骨与松质骨，而将其细化处理。小关节的功能用Abaqus非线性接触分析来模拟，其特点是只传导压力而相对两面的运动摩擦力为零。

(4) 韧带：先在尸体标本进行解剖学观察，找出前纵韧带、后纵韧带、关节囊、黄韧带、棘间韧带和棘上韧带的起止点，然后在Abaqus环境下添加缆索式单元，其特点是只承受拉伸载荷，不抗压缩载荷。

5. 输入材料生物力学系数完成建模

建立了三维有限元网格模型，将各个部位材料的弹性模量、泊松比等材料系数以

及特征值输入模型。材料常数及特征值的具体数值各家报道不一，这与选取的尸体标本及测试方法有关。本实验由于条件所限，未能作材料常数及特征值的测量，故参照文献^{[3][4]}设置材料常数（表1-3），引用的这组数据处于众报道的中间值，被多位研究者引用，作为建立颈椎三维非线性有限元模型的基础，较为成熟可信。

表1-3 有限元模型材料特性^{[3][4]}

解剖结构	弹性模量 (MPa)	泊松比
椎体皮质骨	10000	0.3
椎体松质骨	100	0.2
后方结构	3500	0.4
纤维环基质	4.2	0.45
纤维环纤维	非线性材料特性	/
髓核	1.0	0.49
前纵韧带	非线性材料特性	/
后纵韧带	非线性材料特性	/
黄韧带	非线性材料特性	/
关节囊韧带	非线性材料特性	/
棘间韧带	非线性材料特性	/
棘上韧带	非线性材料特性	/

（二）有限元模型的有效性验证

有限元模型的建立目的在于为临床提供力学基础及理论依据，对人体生物材料的模拟应与临床结果一致。因此对于模型的有效性验证十分必要。本实验通过计算模型在各种工况下的颈椎活动范围，与以往的研究结果进行对比，来验证模型的有效性。模型的边界状态和载荷状况设定如下：（1）边界条件：约束最下位的C7椎体下表面，使下表面各节点完全固定，最上位的C2不受任何约束，并接受载荷矢量。（2）载荷状况：为了和Pelker^[6]和Panjabi^[6]的有限元研究结果进行对比，对模型施加73.6N的预载荷，运动附加力为1.0NM，定义好模型的约束和载荷条件后，进入Abaqus6.9求解器Solution模块，在颈椎前屈、后伸、侧屈及旋转四种工况下进行计算。颈椎活动范围（Range of Motion ROM）：计算C2~C7节段角位移。其计算方法为：记录载荷加载前后，各椎体上表面最前点、最后点、最左点、最右点共4点的空间位置坐标，连接成线。用各线间夹角代表C2~C7节段两椎体上表面间的夹角，而加载前后此夹角的绝对值即为各C2~C7节段角位移。

结果

一、通过CT扫描、图像数字化处理、利用Simpleware2.0、Geomagic Studio 9.0和Abaqus6.9有限元分析软件，成功地建立了正常成人C2~C7三维有限元模型。本模型根据颈椎的解剖特点模拟了椎体的皮质骨、松质骨、纤维环、髓核、小关节、椎弓根、椎板、横突、棘突、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘上韧带和棘间韧带等三维结构。整个模型共有132240个节点和442486各单元。模型的有限元网格图见图1-3~图1-5。

二、在模拟外力的作用下，对本模型进行前屈、后伸、侧屈及旋转四种工况下颈椎活动范围测定，与文献比较（表1-4 图1-6），结果表明本实验模型在不同工况下的颈椎活动范围，与文献一致。因此认为本实验模型在一定条件下有效，可以应用于临床和实验研究。

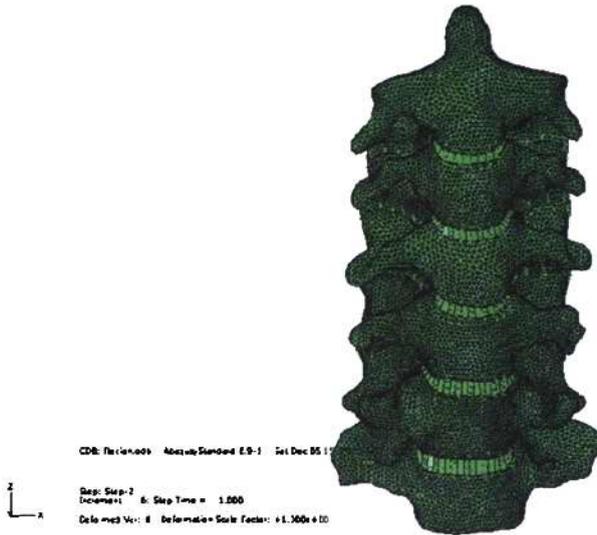


图1-3 C2~C7三维有限元网格模型正面观



图1-4 C2~C7三维有限元网格模型后面观



图1-5 C2~C7三维有限元网格模型侧面观

表1-4 模型在各平面联合工况下的颈椎活动范围（ROM）与其他研究的比较

作者	前屈+后伸	左侧屈+右侧屈	左旋转+右旋转
Panjabi	41.0	39.8	23.1
Pelker	33.5	16.3	29.3
本模型	40.5	42.9	25.9

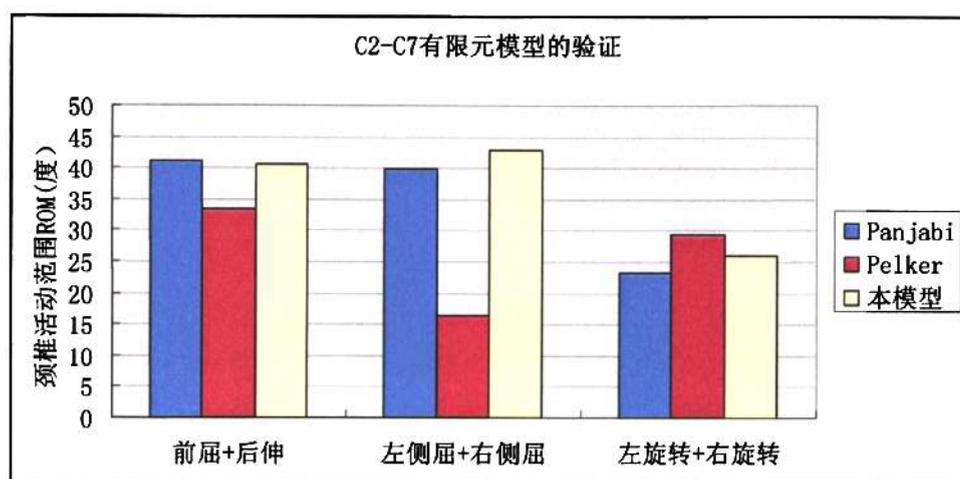


图 1-6 模型在各平面联合工况下的颈椎活动范围（ROM）与其他研究的比较

讨论

一、有限元分析法在脊柱生物力学研究中的特点

从生物力学的观点来看，颈椎支持了头部的载荷，又由于颈椎生理活动范围大，容易发生退变，同时，颈椎周围肌肉的保护程度不及腰椎，在外伤性损伤中，颈椎常常发生韧带断裂、骨折脱位，甚至在原有基础病变上加重脊髓损伤，因此，颈椎的生物力学一致是关注的热点。颈椎的生物力学功能表现在三个方面：载荷的传递、保护脊髓和三维空间活动。目前，探讨颈椎疾病和损伤的发生机理，显得十分必要。

目前脊柱生物力学研究的手段有很多，总的来说，可分为理论生物力学和实验生物力学。理论生物力学包括一般的生物力学分析和有限元分析。实验生物力学研究有三种代用模型：动物模型、物理模型和尸体模型，这些模型都是对人体近似的模拟，为人体体外实验模型，有一定的局限性。动物模型可以研究活体生理与病理反应，但是所用的动物多为四足动物，它们的结构和功能与人类不同，无法把研究结果推导到

人体上。物理模型可以在几何形态上做到几乎与人体相同，但是缺乏材料特性的生物逼真性，其应用范围有限。尸体模型在几何、结构和材料特性与人体几乎相同，所处的生物力学环境也与人体十分相似，因此研究结果具有较高的利用价值。尸体模型数量有限，而且生物力学性能与人体存在一定差距，反复使用可导致其生物力学特性改变。同时，尸体标本缺乏生物学变化，取材困难，实验费用较高。因此，尸体标本的应用受到限制^[6]。

有限元法又称有限元素法，这一概念最早由Courant于20世纪40年代提出，它的实际应用是随着电子计算机的出现而开始的，用于模拟并解决各种工程力学、热学、电磁学等问题。其基本原理是将弹性体离散为有限个单元组成的集合体，这些单元通过它们边界上的结点相互联结，然后用每个单元内所假设的近似函数来分片地表示全求解域内的未知场变量。即化整为零分析，积整为零研究，单元划分越细，计算结果越精确。在最近30年时间里，有限元模型已由线性扩展为非线性模型^[7]，由二维线性模型扩展为三维线性模型^[8]。在20世纪60年代，有限元法逐渐被引入到了医学领域，最早用于研究心血管系统的力学问题。有限元分析技术正式在骨科医疗研究上的使用始创于1972年，Belytschko等将有限元方法首先应用于脊柱的生物力学研究当中。现在的研究成果不仅能逼真地模仿椎骨、椎间盘，还能将周围的韧带、肌肉直接或间接地加入模型^{[9][10]}，使模拟更加真实与完美；有限元方法已不再是相对独立地研究脊柱的力学性质，而是各种动力学模型、参数优化选择的巧妙结合，使结果更加准确可靠。通过改变有限元模型某部分的参数和载荷的大小，能模拟任意处的位移和应力，解释脊柱在生理及病理状态下应力的变化情况，从而获得脊柱内部应力分布的信息。因此，目前有限元方法已成为脊柱生物力学研究中的一种重要工具，为手术方式及内固定材料等力学特性提供了更好的工作平台，很多学者已经对有限元分析法与实验研究比较，证实有限元模型的结果是准确可靠的。

各种有限元脊柱模型不仅能较好的模拟复杂的力学系统，而且可得到全域性的信息，不仅如此，三维有限元模型还能在仿真实验条件（几何约束、固定载荷、温度特性等）进行拉伸、弯曲、扭转、抗疲劳等力学模拟并求解不同实验条件模型任意部位变形、应力/应变分布、内部能量变化、极限破坏分析等变化情况。有限元分析法在计算机上模拟人体结构和生物力学特性的优点包括：(1) 可精确模拟所研究对象的几何结构与材料特性，达到逼真的效果；(2) 不但可完整地反映模型全域性的信息情况，还可精确地反映区域性信息情况；并且对模型的表面应变及内部变化作直观的描述；(3) 不但可以从事形象的、直观的定性研究，而且可进行精确的定量计算分析；(4) 既可以分析模型的应力变化，也可以描述模型在不同位置上的位移变化。解决了传统光弹法不能反映位移变化的缺点，可以应用于脊柱这种多材料多

结构的系统；(5) 分析研究的可重复性好，可以反复利用同一个有限元模型而不会造成模型的生物力学特性的改变，用于对比研究是可比性强；(6) 能够采用模拟分析的方法研究实验方法所不能研究的工况或生理状况，得到客观实体实验研究方法无法或难于得到的研究结果，尤其是对于骨质融合的研究方面具有其他方法无法替代的优势。因此，对临床研究来说，有限元模型是对人体体外尸体实验模型的补充^{[11][12]}。

虽然理论上有限元法适用于任何复杂结构，但在脊柱生物力学研究中仍有许多问题有待解决^[13]：(1)有限元模型只能反映机体某一刻、某一点的力学特性，但生物体本身是有组织活性的，都有一个生长、成熟和衰退的过程；(2)一些受损组织具有自我修复和塑性的能力；(3)椎体、韧带、椎间盘等组织的力学性质复杂，难以得到足够和可靠的测定数据，而离体实验所得的数据可能与生理情况存在差异；(4)组织材料的各向异性、不均匀性和非线性等使自身结构关系难以确定；(5)单元划分、节点的选择、载荷及边界条件的规定在一定程度上是人为的。因此脊柱有限元模型尚有一定的局限性，需要与一些实验结果进行比较核实，才能用于实验研究。

颈椎有限元模型的建立和应用既腰椎之后也逐渐发展起来^[14]，并经历了一个从局部到整体的研究过程^{[15][16]}。1994年Bozic^[17]等建立了C4椎体的三维有限元模型，并以此对椎体骨折进行了应力分析。Teo等^[18]及张美超^[19]等都采用了成人新鲜尸体标本建立了C2椎体模型，研究齿状突骨折的机理和类型。2003年Wang^[20]等使用VHP标记的冷冻切片成功提取了寰枢椎的轮廓，同时使用VHP冷冻CT图形自动映射椎骨材料属性，建立了更为精细的颈椎模型。忽略了椎间盘、韧带的模型势必对颈椎的生物力学难以全面的概括，那么，从单一的椎体研究到局部运动单位的研究很好的解决了这一问题。Goel^[21]等和Yoganandan^[22]分别建立了C5-C6和C4-C6三维有限元模型，深入剖析颈椎内部应力变化，并对椎间盘内的应力、韧带的牵张和经关节突关节传递的载荷等参数以及椎体中的松质骨、终板和前后部结构内应力进行了分析。1997年Voo^[23]等应用C4-C6三维有限元模型分析小关节切除对颈椎生物力学的影响。此后，Kumaresan^[24]等应用有限元对各种术式进行了比较，为临床应用提供了可靠的依据。颈椎疾病的发生、发展往往涉及多个运动节段，单一的运动节段难以反映邻近结构的变化，并且颈椎整体稳定性的评价意义重大，有限元研究必然综合考虑，整体分析。Kleiberger^[25]建立包括头部的颈椎三维有限元模型，用于研究头部损伤的生物力学，模型把复杂的解剖结构简化为规则的块状结构的组合，所预测的结果仅仅是初步的。国内学者郎继孝等^[26]建立的整段颈椎模型是利用尸体标本精确测量，采用8节点的三维空间计算模式，进行应力分析，所得结果更为精确。颈椎有限元分析从对完整结构的基本生物力学分析逐渐发展到了对各种术式的比较上来^{[27][28]}，并且对邻近节段退

变的研究也逐渐深入,这种生物力学研究方法在临床研究显得十分重要。

二、本研究中C2~C7三维有限元模型建立的特点

本实验采用先进的Simpleware2.0、Geomagic Studio 9.0和Abaqus 6.9-2软件建立三维有限元模型。建立的有限元模型有以下特点:模型运动节段的数据信息直接来自于一名志愿者颈椎CT扫描(层厚0.6mm)的连续断面图像,对图像进行预处理和调整,利用Abaqus 6.9三维重建软件进行建模,包括皮质骨、松质骨、纤维环、髓核、小关节、椎弓根、椎板、横突、棘突、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘上韧带和棘间韧带等三维结构,模型的各部分可用层、组和颜色加以区分,图像逼真,保证了C2~C7运动节段的仿真。本模型的网格划分为单元442486个,节点132240个,比文献报道的网格划分更细,节点、单元更多。同时韧带结构采用非线性结构计算,更加接近解剖特点和临床要求,因此,计算结果更精确。模型可以任意旋转和切割,可通过调整模型的几何材料参数以模拟不同的临床与实验状态。同时任意单元的计算结果均可用颜色应力图显示,在一定程度上实现科学计算的可视化。小关节的功能模拟为接触单元,从而使关节受力更加接近人体的真实情况。

三、有限元模型的有效性验证

颈椎有限元模型的建立是为了利用该模型所提供的仿真环境进行相关生物力学分析。但是有限元模型在建立的过程中,做了一些必要的简化和假设,模型建立后是否真实有效,是否真正反映人体力学特性,要与实际的生物力学信息进行比较,只有验证符合目标的实际材料力学和结构力学特性的有限元模型,才能应用于临床和实验研究。

1. 有限元模型自身的检验: (1) 模型几何外形的准确性: 本研究采用64层螺旋CT薄层扫描正常成年女性的颈椎,获得层厚0.6mm连续断面图片,所得精确图形数据直接使用软件转换为DICOM3.0格式,利用转换后的图片建模,利用Geomagic Studio 9.0模型修改和表面划分及Abaqus 6.9建立有限元模型。整个过程采用数字化操作,精确度大大提高。同时也避免了CT数据转为胶片、胶片扫描转为数据过程中可能造成的数据丢失,因此模型的几何外形具有相当高的准确性。(2) 模型材料参数的可靠性: 本研究中所采用的参数是被大多数研究者所采用的数据,在一定程度上保证了结果的可比较性及稳定性。

2. 模型的实验结果与以往三维有限元模型实验结果的比较: 有限元模型建立后,对模型进行预载荷,施加一定量的力矩值,对模型进行前屈、后伸、侧屈及旋转运动,观察颈椎活动范围,计算前屈+后伸、左屈+右屈、左旋+右旋活动范围的数值,实验结果与有关文献结果进行对比,如果相符,说明有效。由于与本实验模型进行对照的文献以被多数学者所接受,并且在有限元验证方面被广泛应用,因此有理由相信此对

照的文献的可靠性,进一步说明本实验模型验证有效,可以应用于临床和实验研究。

3. 与采用尸体标本的生物力学实验结果比较:尸体标本研究被视为验证的金标准,取尸体标本建立同样的模型,进行同样条件下的力学实验,二者的结果进行对比。尸体标本上可进行静力学载荷实验以及动力学实验。静力学载荷实验包括轴向载荷实验、纯力矩载荷实验以及复合载荷实验。动力学研究包括坠落试验和冲击试验,验证过程具体是通过在实验研究中应用载荷和边界条件,并比较模型的输出结果和尸体实验结果来完成的。这一般涉及到载荷—位移曲线、力矩—转角曲线、总体的基本运动轨迹或耦合运动轨迹及局部某个节段的基本运动轨迹或耦合运动轨迹。一旦完成初步的有效性验证,有限元模型就可以作为一种具有可重复性和可复制性特征的标本用于各种生物力学的研究。在验证的过程中,可以尽可能多的载荷方式下进行验证,以提高模型的适用性。如果模型的验证结果和实验结果相符,那么可认为模型真实有效,可以进行生物力学研究。但是不同尸体标本之间的结果差异较大,亦往往需要样本数量较大,工作量增加及费用较高,实施难度较大。

结论

一、本实验成功建立了正常人C2~C7三维有限元模型,包括C2~C7椎体的皮质骨、松质骨、纤维环、髓核、小关节、椎弓根、椎板、横突、棘突、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘上韧带和棘间韧带等三维结构。

二、模型在前屈、后伸、侧屈、旋转工况下的颈椎活动范围与文献资料一致,验证了模型的有效性,可进一步进行临床与实验研究。

参考文献

- [1]. Kumaresan S, Yoganasan N, Pintar FA, et al. Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation [J]. *J Orthop Res*, 2001; 19(5): 977-984
- [2]. White III AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia: J.B. Lippincott, 1990.
- [3]. Ng Hong-Wan, MEng. Biomechanical effects of C2~C7 intersegmental stability due to laminectomy with unilateral and bilateral facetectomy. 2004; 29(16): 1737-45
- [4]. Moroney SP, Schultz AB, Miller JAA, et al. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments [J]. *J Biomech*, 1988; 21(9): 769-779.
- [5]. Pelker PP, Duranceau JS, Panjabi MM. Cervical spine stabilization a three-dimensional biomechanical evaluation of rotational stability strength and failure mechanisms. [J] *Spine*, 1991; 16(2): 117-122.
- [6]. Panjabi MM, Lydon C, Vasavada A, et al. On the understanding of clinical instability. *Spine*, 1994; 19(23): 2642-2650.
- [7]. Kulak RF. Non-linear behavior of the human intervertebral disc under axial load. [J]. *J Biomech*, 1976; 9: 377.
- [8]. Liu YK. The resistance of the Lumbar spine to direct shear [J]. *Orthop Clin North Am*, 1975; 6: 33
- [9]. Goel VK, Kong W, Han JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of Lumbar spine mechanics with and without muscles [J]. *Spine*, 1993, 18: 1531.
- [10]. Wu Js, Chan JH. Clarification of the mechanical behaviour of spinal motion segments through a three-dimensional poroelastic mixed finite element model [J]. *Med Eng Phys*, 1996, 18: 215
- [11]. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo, et al. Finite element applications in human cervical spine modeling. *Spine* 1996; 21(15): 1824-1834.
- [12]. Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research. *Spine*, 1998; 23(24): 2680-2700
- [13]. 张平, 李健, 程立明. 有限元单元法在脊柱生物力学应用研究进展 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2003; 21: 640-641
- [14]. Belytschko TB, Kulak RF, Schultz AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc [J]. *Biomechanics* 1974; 7: 277-285.
- [15]. Ha SK, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics [J]. *Spine*, 2004; 29(4): 376-385.
- [16]. Ng HW, Teo EC, Zhang QH. Prediction of inter-segment stability and osteophyte formation on the multi-segment C2~C7 after unilateral and bilateral facetectomy [J]. *Proc Inst Mech Eng Part H-J Eng Med*, 2004; 218(3): 183-191.
- [17]. 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.

- [18].Teo EC,Paul JP,Evans JH.Finite-element stress-analysis of a cadaver second cervical vertebra[J].Med Biol Eng Comput.1994;32(2):236-238.
- [19].张美超, 张志凌, 夏虹等. 枢椎齿状突骨折的有限元分析. [J]中国临床解剖学杂志, 2005; 23 (1) : 96-99
- [20]. Wang H,Hu B,Bai J.Computational analysis of two atlantoaxial fixation thods[A].5th IFAC Sym Model Cont Biomed Syst[C].England:Perganmon Pr,2003;175-178.
- [21]. Goel VK,Clausen JD.Prediction of liad sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach[J].Spine,1998;23(6):648-691.
- [22]. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L.Finite element model of the human lower cervical spine:Parametric analysis of the C4-C6 unit.[J].J Biomeoh Eng,1997;119(1):87-92.
- [23].Voo LM,Kumaresan S, Yoganandan N,et al.Finite element analysis of cervical facetectomy[J].Spine,1997;22(9):964-969.
- [24]. Kumaresan S, Yoganandan N,Pintar FA.Finite element model of cervical laminectomy with graded facetectomy[J].J Spinal Disord,1997;10(1):40-46.
- [25]. Kleiberger M.Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics.In:Proceeding of the 37th stapp car crash conference San Antoni,Texas,November 7-8,1993,261-272.
- [26].郎继孝, 陈新民, 董振风等. 正常人颈椎前屈运动的三维空间有限元研究[J].中国理疗杂志, 1999; 22 (6) : 350-383.
- [27].Stemper BD, Yoganandan N,Pintar FA.Validation of a head-neck computer model for whiplash simulation[J].Med Biol Eng comput,2004;42(3):333-338.
- [28]. Yoganandan N,Knowles SA,Maiman DJ,et al.Anatomic study of the morphology of human cervical facet joint[J].Spine,2003;28(20):2317-2323.

第二部分

不同长度颈椎椎弓根螺钉的三维有限元研究

随着颈椎退行性疾病等病理生理机制研究的不断深入,治疗这类疾病并取得良好临床效果的可能性大大提高。后路侧块、椎弓根螺钉技术的出现,使得后路手术可提供较好的稳定性,植骨融合率也得到提高。已经证实椎弓根螺钉固定较侧块螺钉固定有更加良好的稳定性,可以显著减少固定节段的椎间盘的压力,防止病变节段加速退变,如椎间盘突出、骨赘形成等^[1]。Johnston^[2]证实经过单平面循环负荷后,颈椎椎弓根螺钉的松动率明显低于颈椎侧块螺钉的松动率,即与侧块螺钉相比,椎弓根螺钉固定的结构具有更加良好的刚度。并且椎弓根螺钉固定可以减少固定节段,最大限度的保留生理活动单元,避免颈部僵直及活动度的丧失,Rhee^[3]已经实验证实了下颈椎固定时颈7椎弓根螺钉的稳定性与颈6、7同时应用侧块螺钉具有相似的稳定性。但是诸多并发症如椎间盘、脊髓、神经根、椎动脉严重损伤等并发症限制了颈椎椎弓根螺钉的广泛应用,尤其是较长的椎弓根螺钉更是增加风险。Xu^[4]认为颈椎椎弓根螺钉的应用应该严格掌握适应症,由于其潜在的神经血管损伤,除颈2和颈7椎体外,只有在骨质疏松或是常规内固定难以获得良好稳定性的时候才考虑应用。但是当伴随类风湿性关节炎等疾病时,即便是颈2椎体亦存在这较高的风险^[5]。不合适的螺钉长度不仅增加神经血管损伤的风险,而且随螺钉长度的延长风险也逐渐增加^[6]。虽然随着临床医生对这项技术熟练程度的不断提高,以及各项改进技术的应用,并且依赖术中精密的导航技术的应用,依然不能明显地降低椎弓根螺钉的穿孔率及损伤的发生率^{[7]-[10]}。为减少长椎弓根螺钉置入带来的风险,本实验试图探求短椎弓根螺钉的稳定性是否达到要求。

本研究在正常人C2~C7三维有限元模型的基础上,建立部分节段后柱失稳结构,附加不同长度颈椎椎弓根螺钉及侧块螺钉的各种三维有限元模型,测量前屈、后伸、侧屈及旋转情况下各模型的稳定性、椎弓根螺钉应力、固定节段及相邻节段椎间盘应力,比较各种模型之间的差异,为短颈椎椎弓根螺钉的临床应用提供生物力学依据。

本试验分别建立C4/5失稳模型、不同长度椎弓根螺钉有限元模型,然后进行组合,完成各种模型的建立。因为植入物的形状相对规则,利用有限元软件Simpleware2.0前处理器的建模功能,绘制椎弓根螺钉及连接棒的图形,采用先建实体模型再划分网格的方法,按照实际的尺寸,分别建立椎弓根螺钉系统、侧块螺钉系统的模型。并对各种材料进行属性设定,然后对各部份进行单元划分,生成有限元模型,由于颈椎椎间隙较腰椎小,在椎间盘及植入物与椎体接触的部位进行适当的网格细划,以提高计算的精度。

材料和方法

一、实验材料

(一) 正常人C2~C7三维有限元模型: 同第一部分

(二) 设备及相关软件

本实验所建立的数学模型, 所有操作均在计算机上利用相关软件完成。

1. 计算机硬件:

(1) 服务器基本配置: CPU采用Core2 Q6600 4核、内存8G、硬盘1000G、显存512MB。由上海交通大学伤骨科研究所提供。

(2) 个人计算机基本配置: CPU采用Core2 P8300、内存3G、硬盘250 G。

2. 主要相关软件:

(1) Simpleware2.0 (Simpleware 公司:英国): 用于三维几何实体模型的重建。

(2) Geomagic Studio 9.0 (Raindrop 公司:美国): 用于模型修改和表面划分。

(3) Abaqus 6.9-2 (Abaqus 公司:美国): 用于有限元模型建立和力学分析。

以上软件由上海交通大学伤骨科研究所提供。

3. 模拟手术所需内固定材料

椎弓根螺钉系统 (Vertex , Medtronic Sofamor Danek , USA)

二、实验步骤

(一) 缺损模型的建立 (A 1)

本实验模型完全模仿临床上的实际手术操作设计 (图2-1、2-2、2-3、2-4), 即颈椎管狭窄症的有限地椎板切除减压模型, 方法是切除C4、C5双侧椎板及后方的黄韧带、棘上韧带、棘间韧带、棘突; 与此同时, 将C4双侧下关节突、C5双侧上关节突切除, 造成后柱失稳模型, 未赋予内固定系统支持。

(二) 内固定系统三维有限元模型的建立 (B26, B18, B14, B10, C)

本实验模型完全模仿临床上的实际手术操作设计, 即颈椎管狭窄症的有限椎板切除减压模型, 方法是切除C4、C5双侧椎板及后方的黄韧带、棘上韧带、棘间韧带、棘突; 与此同时, 将C4双侧下关节突、C5双侧上关节突切除, 造成后柱失稳模型。采用Medtronic公司的Vertex椎弓根螺钉系统。利用有限元软件Abaqus 6.9前处理器的建模功能, 绘制不同长度的椎弓根螺钉系统, 椎弓根螺钉长度分别选取是26mm、18mm、14mm、10mm的长度, 文献报道侧块螺钉长度在10-14mm之间, 结合本实验选取的标本模型, 应用10mm侧块螺钉, 直径3.5mm。螺钉弹性模量为110000MPa,

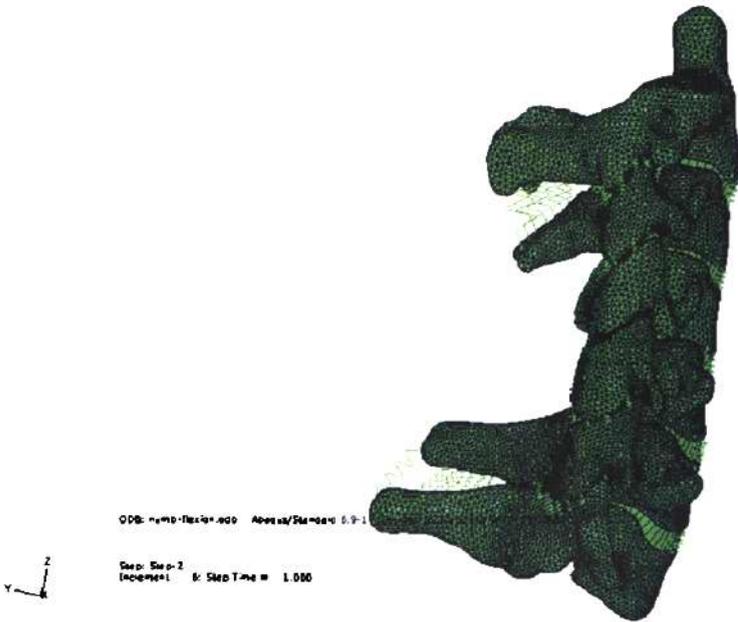
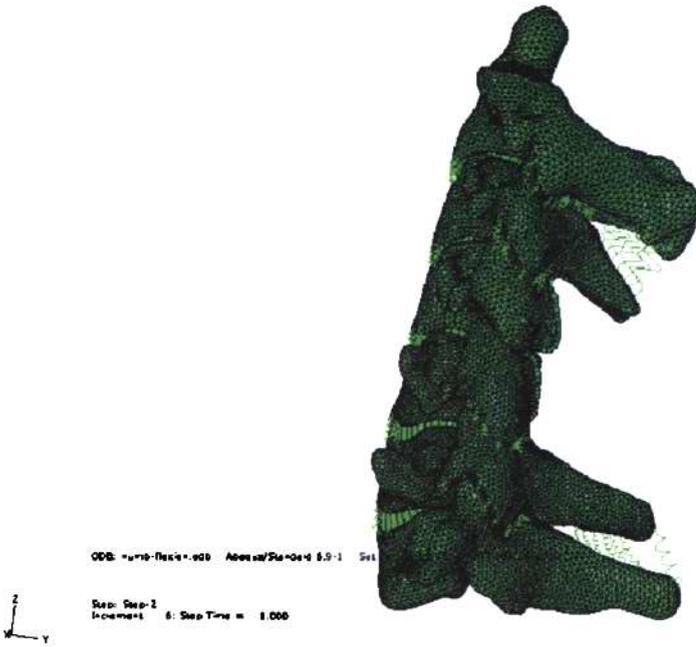


图2-3、图2-4 C1、C5椎板切除有限元网格模型侧位观

泊松比为0.3。螺钉设计成圆柱型，但忽略螺钉的螺纹，与椎体的关系设计成弹性固定，钉与连接棒设计为一体化。螺钉头端抵达位置根据螺钉的长度不同而有所不同，长26mm螺钉头端到达椎体前侧皮质骨后方(B26)、长18mm螺钉头端到达椎体后侧皮质骨的前方(B18)、长14mm螺钉头端到达椎弓根头端而未进入椎体(B14)、长10mm螺钉头端到达椎弓根入口处(B10)。侧块螺钉采用Mager1技术置入(C)。

(图2-5, 2-6, 2-7, 2-8, 2-9)

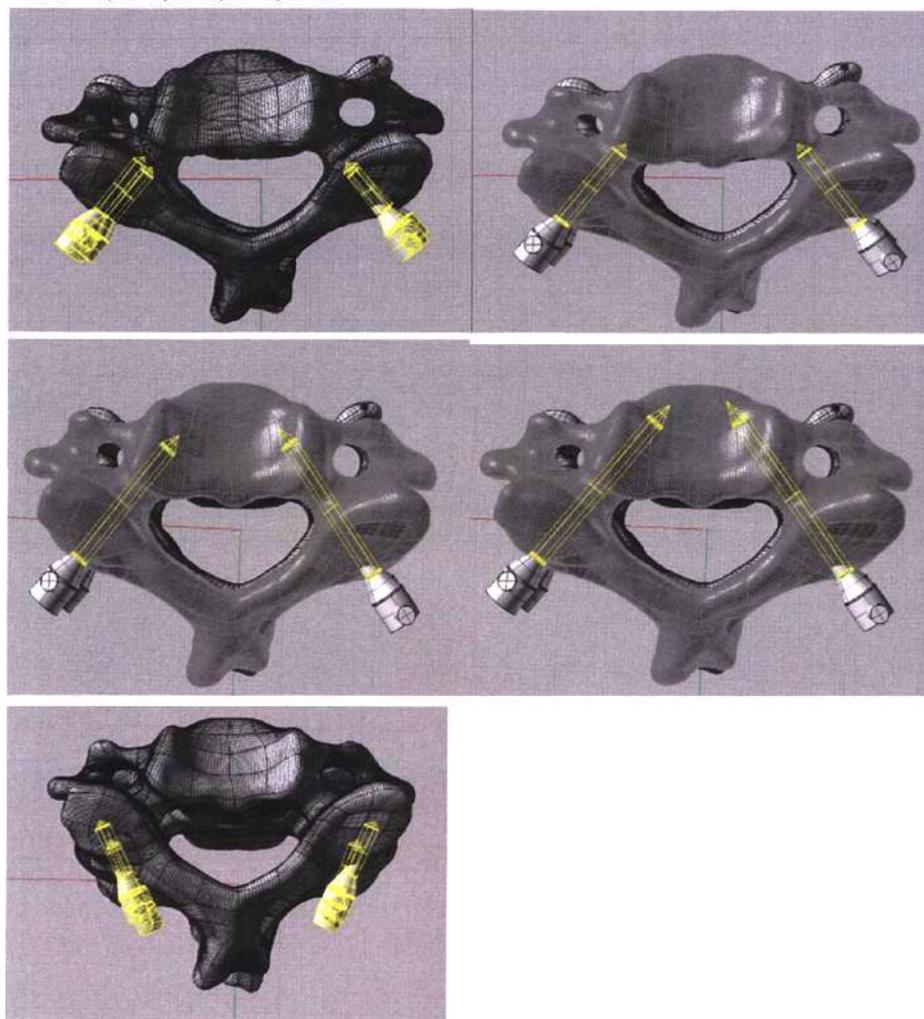


图 2-5, 2-6, 2-7, 2-8, 2-9 螺钉与椎体之间的位置关系

(三) 颈椎后路椎板减压不同长度椎弓根螺钉及侧块螺钉固定三维有限元模型建立 (图 2-10, 2-11, 2-12, 2-13)

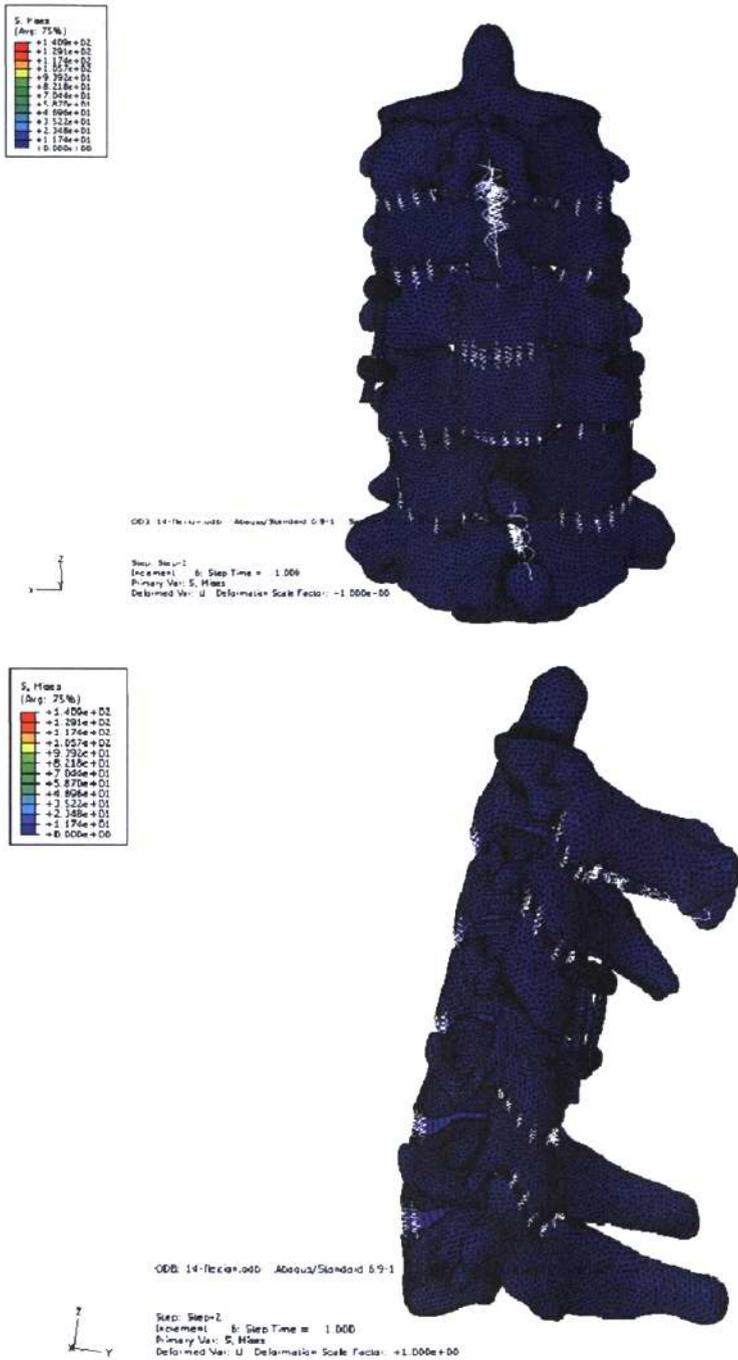


图 2-10, 2-11 椎弓根螺钉内固定模型有限元网格模型正侧位观

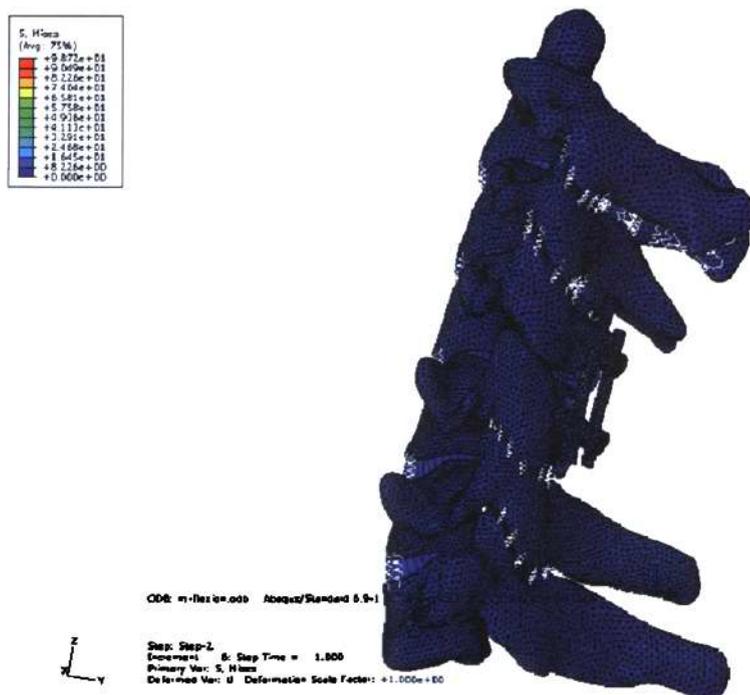
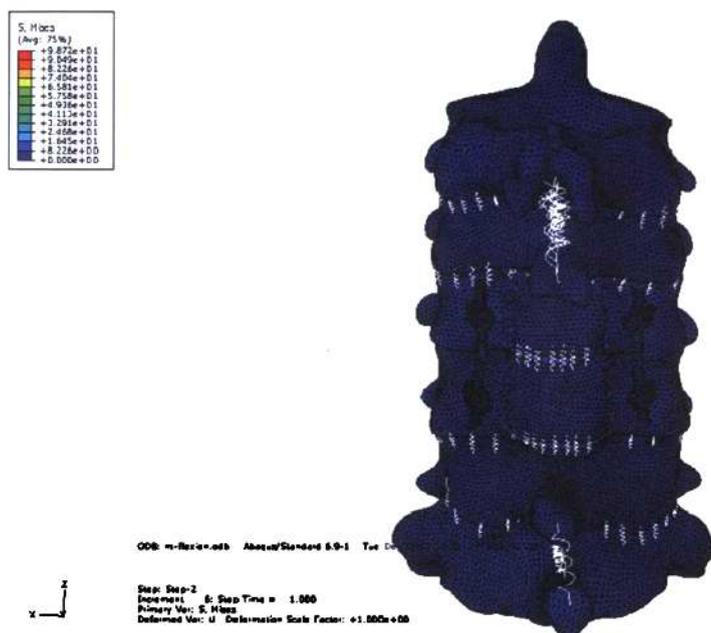


图 2-12, 2-13 侧块螺钉内固定模型有限元网格模型正侧位观

三、有限元模型加载计算

这是有限元研究中的求解计算阶段。本研究使用Abaqus6.9软件进行计算，并根据要求为每种模型加上边界条件并施加扭矩。忽略螺钉与骨质之间的微动，螺钉与椎体紧密接触，无滑动及压缩变形。

假设条件：本实验所涉及的生物材料的材料特性均假定为匀质、连续和各向同性。受力时模型各截面不产生相互滑动，各单元有足够的稳定性，不计算材料受力变形。

在本研究中，我们将C7椎体下表面完全固定，即X、Y、Z三个方向的自由度和旋转全部被约束，进而向C2椎体上表面施加载荷，具体加载方法如下：固定模型的C7下表面，在C2上表面持续施加73.6N载荷，由于C2椎体形态特殊，不同于其他颈椎，通过关节突完成上下之间力的传到，而齿状突不受垂直方向的负荷，所以将该载荷均匀分布于C2双侧上关节突上表面；运动附加扭矩为1.0N·M，定义好模型的约束和载荷条件后，进入Abaqus6.9求解器Solution模块，在颈椎前屈、后伸、左右侧屈及左右旋转六种工况下进行计算。

（一）一些相关的假设

在研究过程中，我们关注的往往只是研究对象的某一个方面的性质，而对于不影响研究结果的其他方面则经常被忽略，这样就可以将复杂的物体简化为理想的对象，便于研究的开展和深入。根据以往的研究经验，我们对本研究做如下假设：(1) 各向同性假设：认为固体所有各点及各方向的力学性质完全相同。(2) 连续性假设：不考虑组成物体的各分子之间的运动，也不考虑物质的原子结构，而认为物质充满固体所占的整个体积。(3) 完全弹性假设：固体在卸载后完全回复到加载前的状态，不发生残余的变形。(4) 小变形假设：即认为固体的变形和整体尺寸比较很小。严格来说，以上的假设都与实际情况不完全相符，但是通过以上假设可以大大简化本课题的研究对象而对精度的影响却微乎其微。

（二）计算方法

将前文材料属性及上述载荷和约束条件导入Abaqus6.7求解器Solution模块，即完成了运算之前的初始设置。本研究中所采用的应力尺度为等效应力，即Von Mises应力，其计算式 $M = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$ （其中，M是等效应力值，而 σ_1 、 σ_2 和 σ_3 分别是该点在各个方向的主应力值）。

（三）计算结果(位移和应力)的显示

这是有限元研究中的数据处理阶段。有限元模型经过加载求解后，得到所有节点的应力数据和位移数据。这一数据量十分庞大，研究者选取其中所需的数据并以彩图或是数字显示。本实验所采用的观察及测量方法如下：

1、颈椎活动范围（Range of Motion ROM）：计算C4-C5节段角位移及角位移增加百分

比。其计算方法为：

记录载荷加载前后，各椎体上表面最前点、最后点、最左点、最右点共4点的空间位置坐标，连接成线。用各线间夹角代表C4-C5节段两椎体上表面间的夹角，而加载前后此夹角的绝对值即为各C4-C5节段角位移。角位移增加百分比=（手术模型C4-C5节段角位移-完整模型C4-C5节段角位移）/完整模型C4-C5节段角位移×100%。两两模型之间比较用配对t检验，所得数据由SPSS软件完成。测量位移的目的在于评价不同载荷下各模型的脊椎运动节段的运动范围，亦即评价脊柱融合节段的稳定性。稳定性试验系非破坏性的生理负荷，具体可采用多种方法进行，本试验采用有限元方法进行稳定性研究。根据有限元分析中加载方法的不同，可分为刚度试验和柔度试验。刚度试验是指固定脊柱标本的上下两端，然后通过模型的中轴进行轴向加载，偏心加载则同时产生压力和力矩。柔度试验是指纯力矩载荷施加在自由椎体上，从而产生自然的脊柱各向运动，这种方法是评价脊柱稳定性的经典方法，又称为生物力学柔韧性试验。

2、螺钉应力：记录各种加载情况下的Von Mises应力峰值，并进行统计分析比较。Von Mises应力又称为等效应力，是三维有限元分析中表达应力大小的最常用形式，由X、Y、Z方向上的主应力值经过计算得到，本研究所指的应力均为Von Mises应力。其意义在于显示模型在不同相对位置下的应力集中区域，为临床上合适螺钉长度的选择做出合理的解释。

3、固定节段C4/C5及相邻C3/C4、C5/6节段椎间盘应力：记录各种加载情况下的Von Mises应力峰值，统计学方法应用配对t检验，所得数据由SPSS软件完成。

4、定性方法：观察所有实验模型加载额定载荷后不同运动方向的Von Mises应力分布并用云图显示。应力分布图由Abaqus6.9软件以云图形式显示，不同颜色代表不同的应力大小，其中红色表示应力集中区，蓝色区应力最小，色区的大小代表应力分布区域的大小。观察所有实验模型加载后不同运动方向的位移并用云图表示，位移图由Abaqus6.9软件以云图形式显示，不同颜色代表不同的位移大小，其中红色表示位移最大，蓝色区位移最小。

结果

一、各种载荷下C4-C5节段角位移

每种工况下C4-C5节段位移，结果用数值及位移云图表示。图中不同颜色代表不同的位移大小，其中红色表示位移最大，蓝色表示位移最小，色区的大小代表位移分布区域的大小。并应用计算角位移增加百分比及配对t检验统计学方法对数据进行比较。（表2-2、表2-3）

表 2-2 各模型不同载荷下 C4-C5 节段角位移 (度)

	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
完整组 A0	3.498	-6.763	-7.096	5.380	-2.361	2.795
缺损组 A1	5.330	-8.258	-8.971	7.348	-4.363	4.800
B26 组	0.570	-0.591	-0.226	0.215	-0.476	0.492
B18 组	0.575	-0.603	-0.232	0.221	-0.488	0.507
B14 组	0.597	-0.603	-0.243	0.230	-0.513	0.533
B10 组	0.837	-0.843	-0.469	0.453	-0.785	0.804
C 组	0.863	-0.875	-0.571	0.547	-0.783	0.800

表2-3 各模型不同载荷下C4-C5节段角位移增加百分比 (%)

	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
缺损组 A1	52.37	22.10	26.42	36.57	84.82	71.77
B26 组	-83.70	-91.26	-96.81	-96.00	-79.85	-82.39
B18 组	-83.56	-91.08	-96.73	-95.89	-79.34	-81.86
B14 组	-82.95	-91.08	-96.58	-95.72	-78.29	-80.93
B10 组	-76.06	-87.53	-93.38	-91.58	-66.75	-71.24
C 组	-75.33	-87.07	-91.96	-89.83	-66.82	-71.37

(一)、前屈载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移及位移云图

图 2-14. 至图 2-16. 说明在前屈力矩载荷下不同模型在 C4-C5 节段的角位移、位移云图及模型之间的差异。

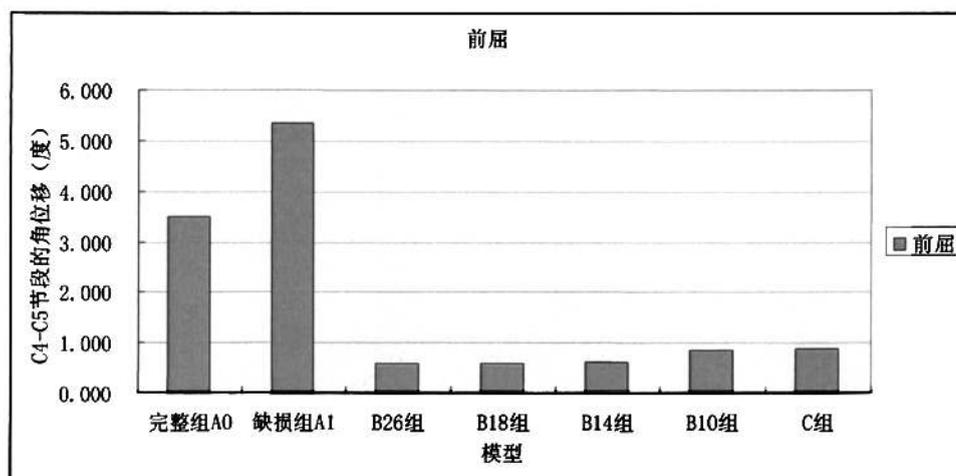


图 2-14 前屈载荷下各模型的 C4-C5 节段角位移

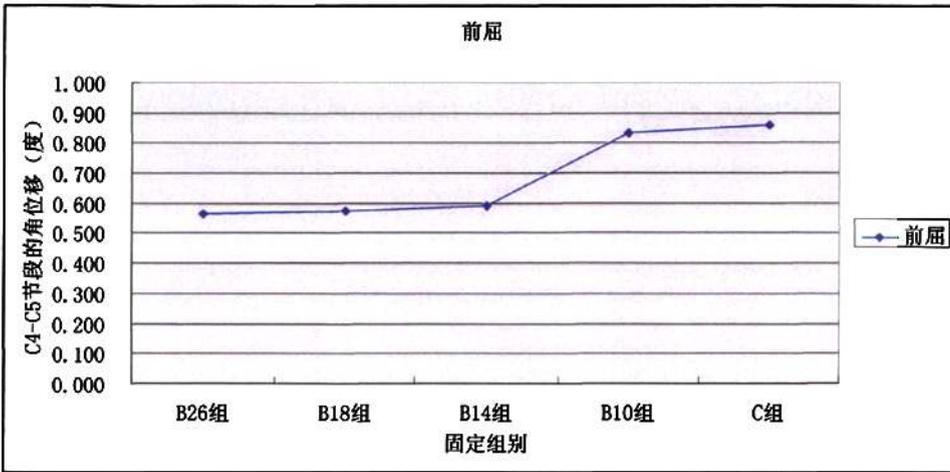
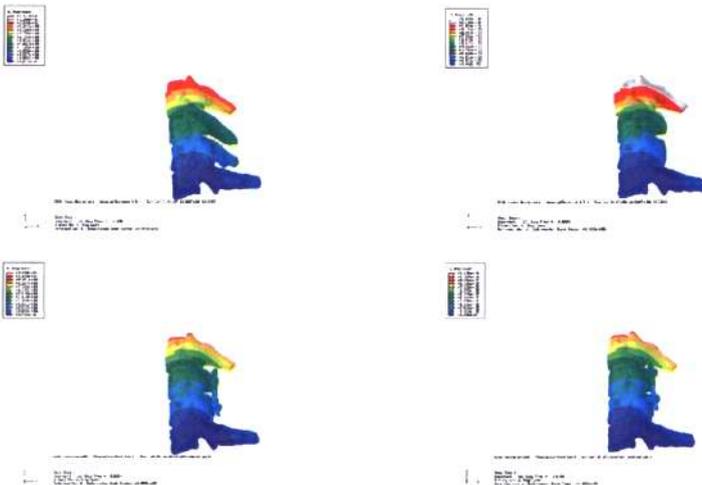


图 2-15 前屈载荷下固定模型的 C4-C5 节段角位移

结果表明：前屈载荷下部分节段椎板减压模型较正常颈椎模型在 C4-C5 节段活动明显增大，角位移增加 52.37%。固定模型中椎弓根螺钉固定模型及侧块固定模型角位移均明显减小，长度为 26mm 椎弓根螺钉固定模型角位移减少了 83.70%，侧块螺钉固定模型角位移减少了 75.33%，稳定性均有明显提高。固定组中，从长度 26mm 椎弓根螺钉固定模型到长度为 10mm 侧块螺钉固定模型，固定节段活动度相对略有增加趋势。



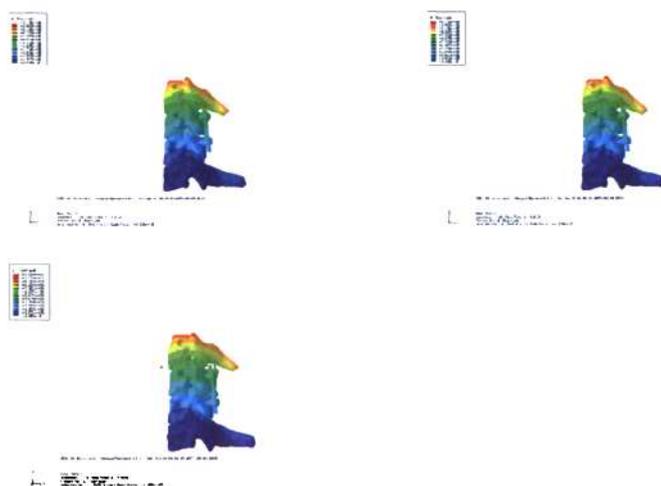


图 2-16 前屈载荷下各模型的 C4-C5 节段角位移云图（依次为 A0、A1、B26、B18、B14、B10、C 组）

(二)、后伸载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移及位移云图

图 2-17 至图 2-19 说明在后伸力矩载荷下不同模型在 C4-C5 节段的角位移、位移云图及模型之间的差异。

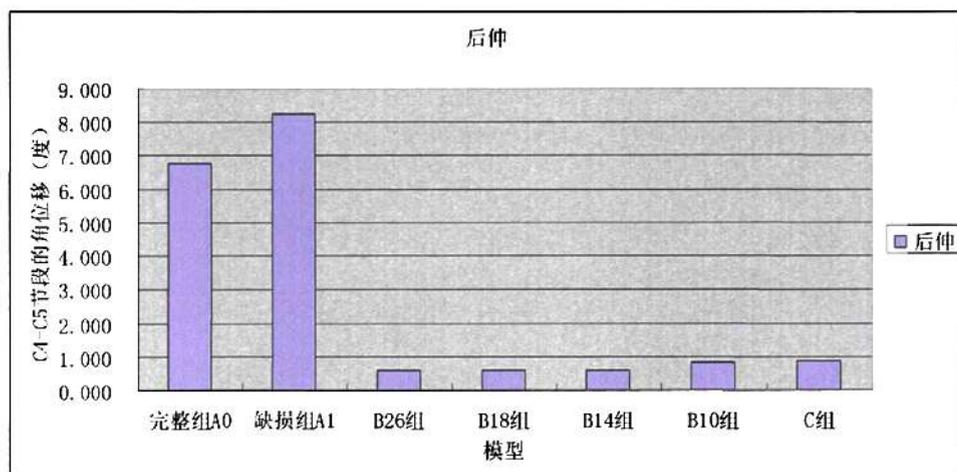


图 2-17 后伸载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移

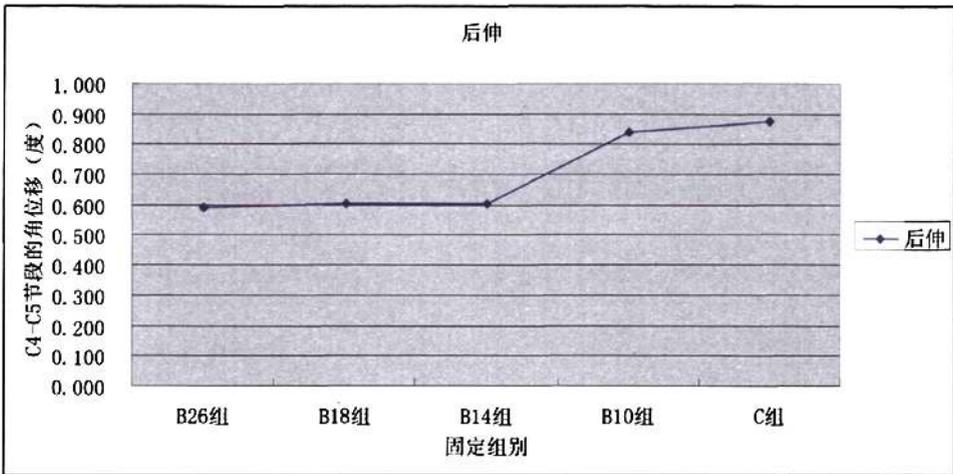
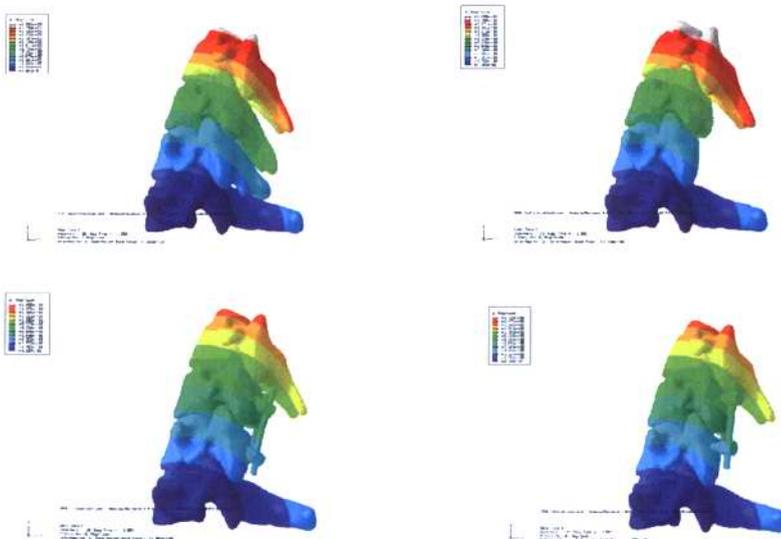


图 2-18 后伸载荷下各固定模型的 C4-C5 节段的角位移

结果表明：后伸载荷下部分节段椎板减压模型较正常颈椎模型在 C4-C5 节段活动明显增大，角位移增加 22.10%，但较前屈载荷下角位移增加减小。固定模型中椎弓根螺钉固定模型及侧块固定模型角位移明显减小，长度为 26mm 椎弓根螺钉固定模型角位移减少了 91.26%，侧块螺钉固定模型角位移减少了 87.07%，稳定性均有明显提高。固定组中，长度为 10mm 的椎弓根螺钉固定模型及侧块固定模型角位移较长度 ≥ 14 mm 椎弓根螺钉固定模型角位移略有所增加。



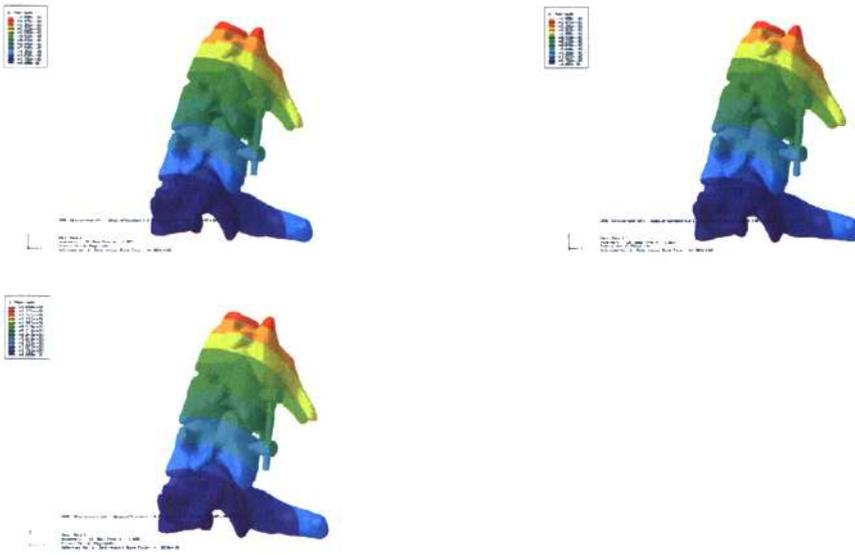


图 2-19 后伸载荷下各模型的 C4-C5 节段角位移云图（依次为 A0、A1、B26、B18、B14、B10、C 组）

（三）、侧屈载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移及位移云图

图 2-20 至图 2-22 说明在左右侧屈力矩载荷下不同模型在 C4-C5 节段的角位移、位移云图及模型之间的差异。

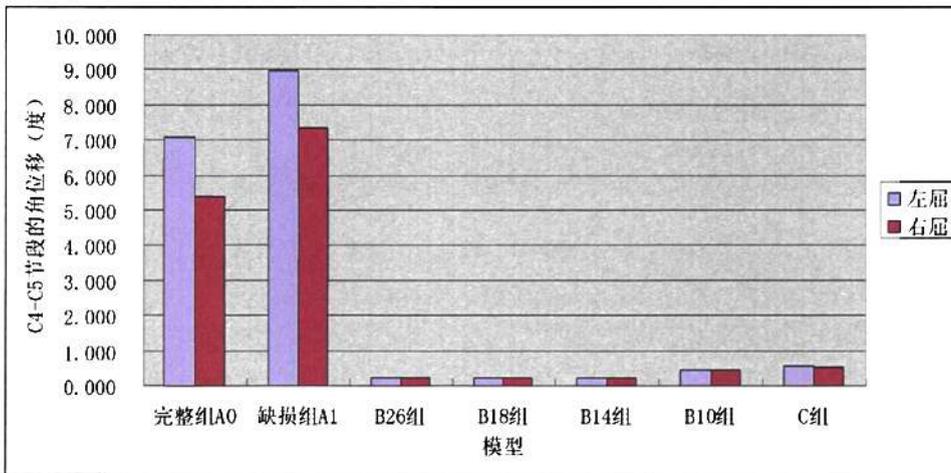


图 2-20 侧屈载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移

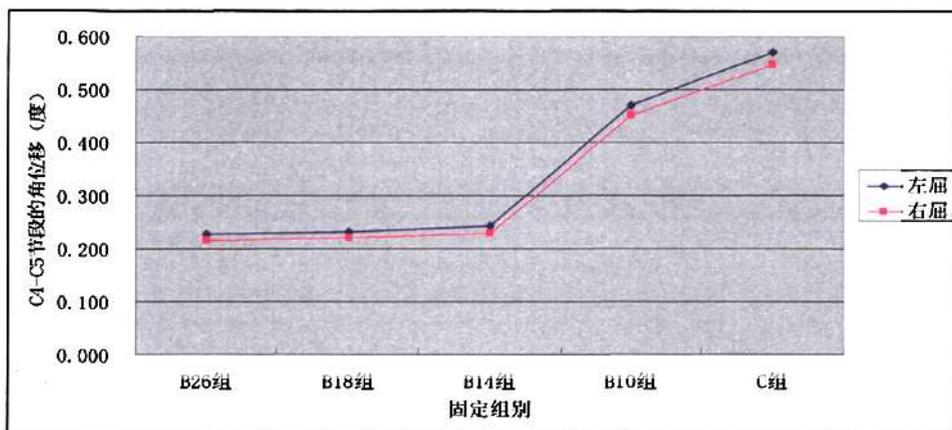


图 2-21 侧屈载荷下各固定模型的 C4-C5 节段的角位移

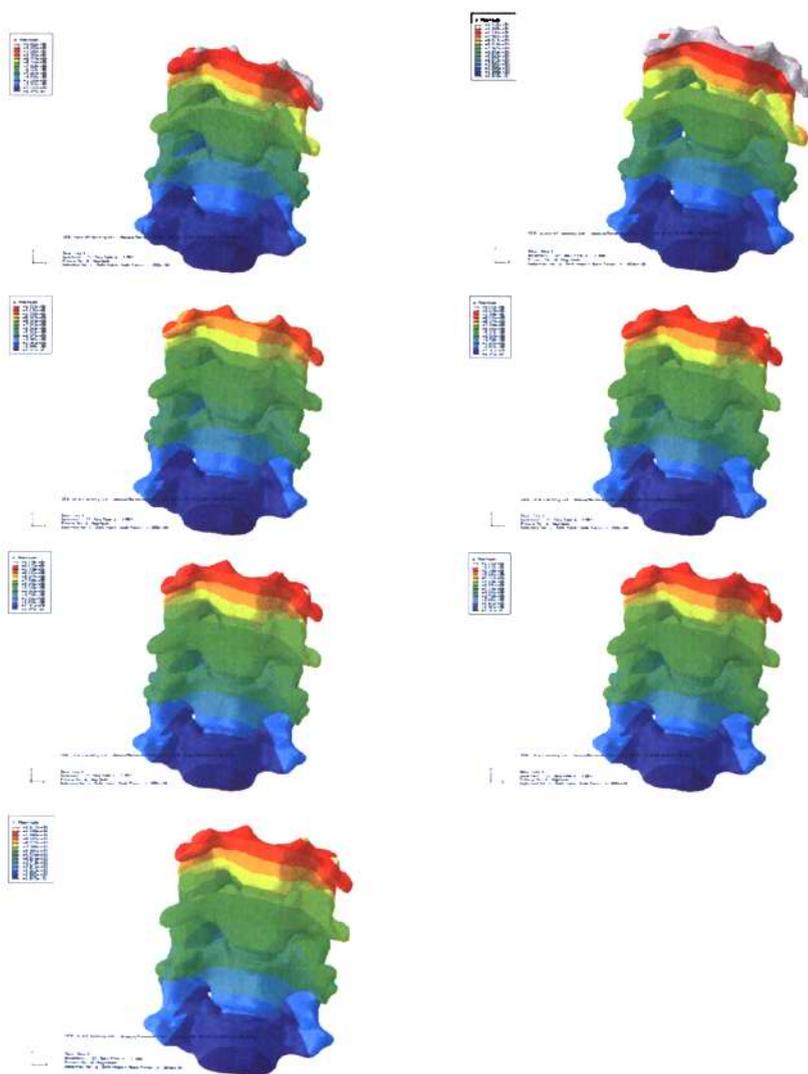


图 2- 22.左侧屈载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移云图（依次为 A0、A1、B26、B18、B14、B10、C 组）

结果表明：左右侧屈载荷下部分节段椎板减压模型较正常颈椎模型在 C4-C5 节段活动明显增大，角位移分别增加 26.42%、36.57%。固定模型中椎弓根螺钉固定模型及侧块固定模型角位移明显减小，长度为 26mm 椎弓根螺钉固定模型角位移减少了 96.81%、96.00%，侧块螺钉固定模型角位移减少了 91.96%、89.83%，稳定性均有明显提高。固定组中，长度为 10mm 的椎弓根螺钉固定模型及侧块固定模型角位移较长度 $\geq 14\text{mm}$ 椎弓根螺钉固定模型角位移略有所增加。

（四）旋转载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移及位移云图

图 2- 23 至图 2-25 说明在左右旋转力矩载荷下不同模型在 C4-C5 节段的角位移、位移云图及模型之间的差异。

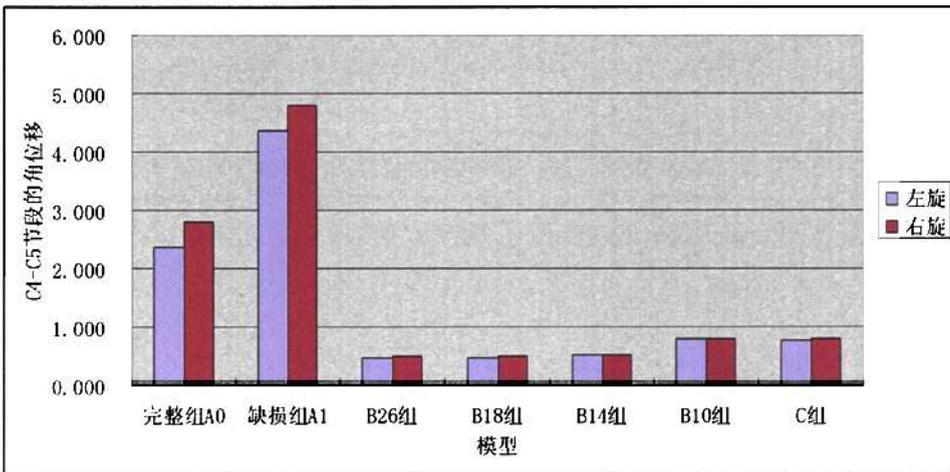


图 2-23 旋转载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移

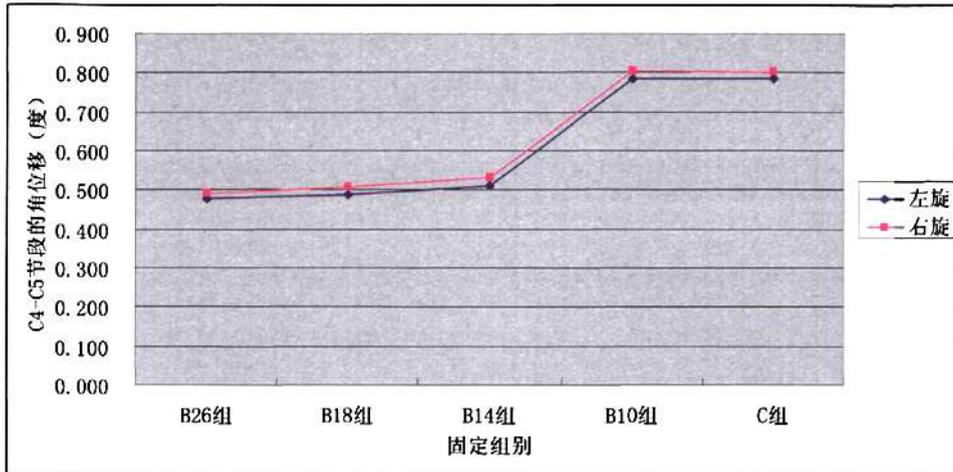
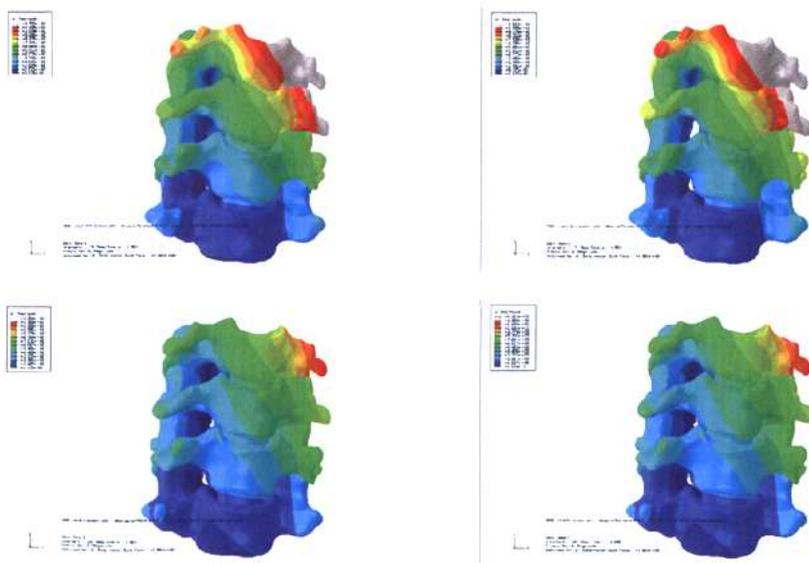


图 2-24 旋转载荷下各固定模型的 C4-C5 节段的角位移

结果表明：左右旋转载荷下部分节段椎板减压模型较正常颈椎模型在 C4-C5 节段活动进一步明显增大，角位移分别增加 84.82%、71.77%。固定模型中椎弓根螺钉固定模型及侧块固定模型角位移明显减小，长度为 26mm 椎弓根螺钉固定模型在左右旋转中角位移分别减少了 79.85%、82.39%，侧块螺钉固定模型在左右旋转中角位移分别减少了 66.82%、71.37%，稳定性均有明显提高。固定组中，从长度 26mm 椎弓根螺钉固定模型到长度为 10mm 侧块螺钉固定模型，固定节段活动度相对略有增加趋势。



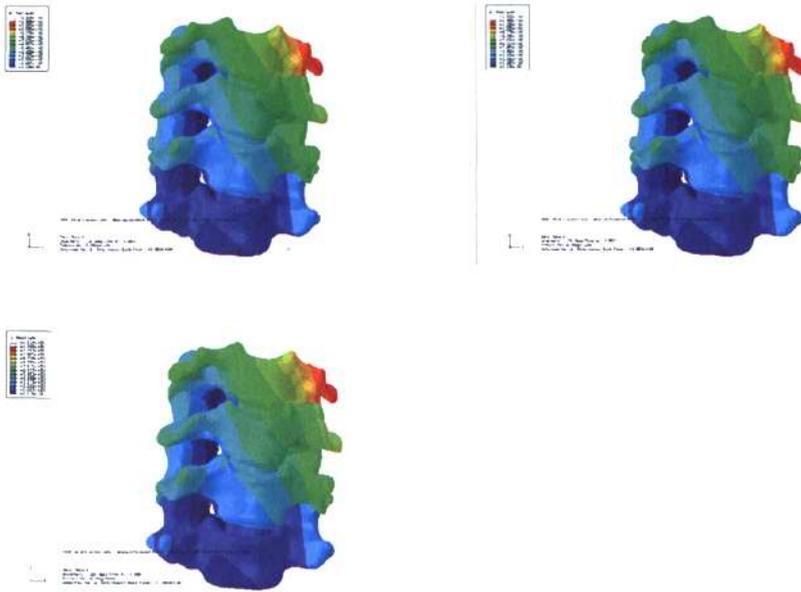


图 2-25.左侧旋转载荷下各模型的 C4-C5 节段的角位移云图（依次为 A0、A1、B26、B18、B14、B10、C 组）

表2-4 各模型不同载荷下C4-C5节段角位移（度）

	完整组A0	缺损组A1	B26组	B18组	B14组	B10组	C组
前屈	3.498	5.330	0.570	0.575	0.597	0.837	0.863
后伸	6.763	8.258	0.591	0.603	0.603	0.843	0.875
左屈	7.096	8.971	0.226	0.232	0.243	0.469	0.571
右屈	5.380	7.348	0.215	0.221	0.230	0.453	0.547
左旋	2.361	4.363	0.476	0.488	0.513	0.785	0.783
右旋	2.795	4.800	0.492	0.507	0.533	0.804	0.800

完整组与缺损组相比, $P < 0.05$; 完整组与B26组相比, $P < 0.05$

B26组与B18组相比, $P > 0.05$; B26组与B14组相比, $P > 0.05$;

B26组与B10组相比, $P < 0.05$; B10组与C组相比, $P > 0.05$;

结构表明: 对以上结果进行统计学分析, 与完整组相比较, 缺损组位移明显增大 ($P < 0.05$), B26组位移明显减小 ($P < 0.05$); B26组与B18组、B14组比较, 无显著性差异 ($P > 0.05$); B26组与B10组有显著性差异 ($P < 0.05$), B10组位移增加; B10组与C组无显著性差异 ($P > 0.05$)。

二、螺钉应力

测定在各种加载工况下螺钉Von Mises应力，所得结果用应力分布云图表示。在应力分布图中，不同颜色代表不同的应力大小，其中蓝色表示应力最小，灰色表示应力最大，色区的大小代表应力分布区域的大小。（表2-5）（图2-26至图2-30）

表2-5 各种载荷下椎弓根螺钉的Von Mises峰值 (MPa)

	FLE	EXT	LB	RB	LT	RT
B26组	189.61	281.57	182.31	178.79	173.17	221.02
B18组	125.99	164.59	116.51	114.83	184.33	165.05
B14组	121.58	145.66	105.03	121.3	185.44	149.43
B10组	123.74	167.93	122.44	122.44	164.46	172.96
C组	120.12	160.41	188.72	168.87	162.84	163.3

B26组与B18组相比: $P < 0.05$;

B18组、B14组、B10组、侧块组C两两相比: $P > 0.05$;

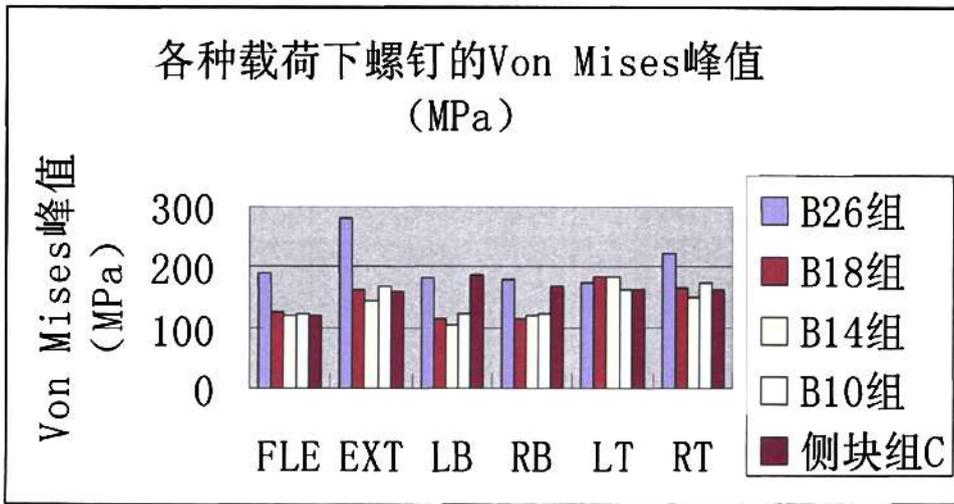
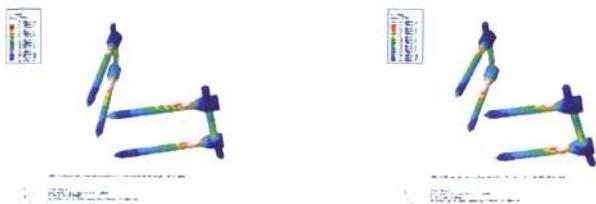


图2-26 各种载荷下各模型螺钉最大Von Mises应力



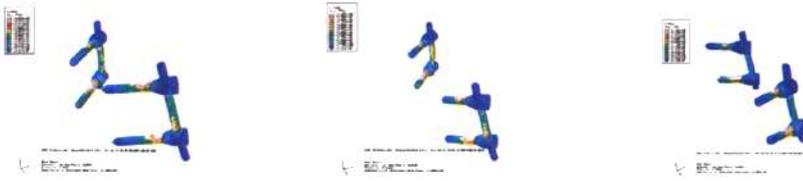


图2-27 前屈载荷下各固定模型螺钉应力云图（依次为B26、B18、B14、B10、C组）

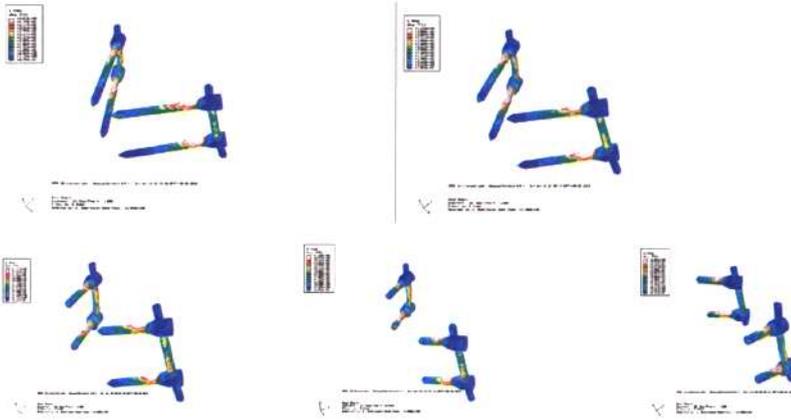


图2-28 后伸载荷下各固定模型螺钉应力云图（依次为B26、B18、B14、B10、C组）

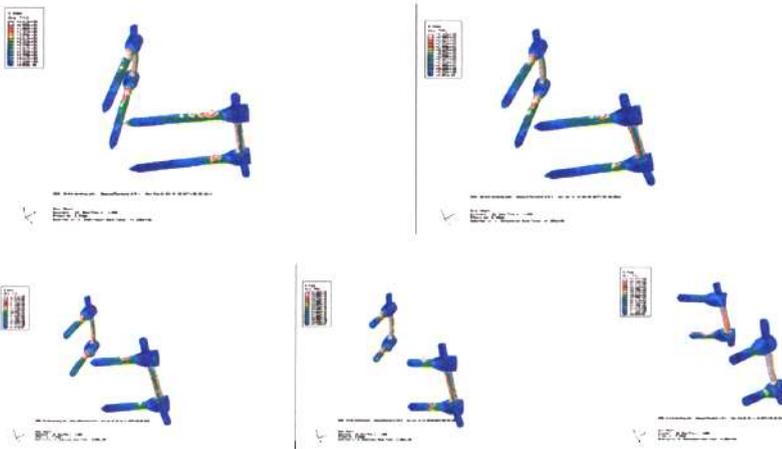


图2-29 左侧屈载荷下各固定模型螺钉应力云图（依次为B26、B18、B14、B10、C组）

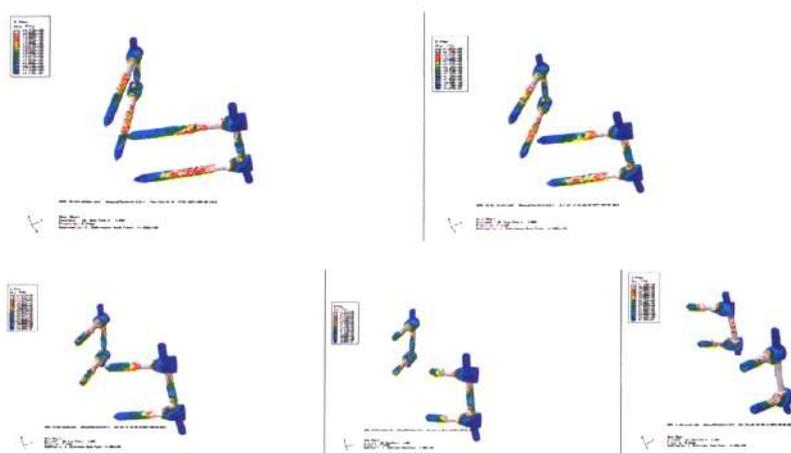


图2-30 左旋载荷下各固定模型螺钉应力云图（依次为B26、B18、B14、B10、C组）

结果表明：五种模型的螺钉应力最集中的区域位于钉棒连接处。26mm长的椎弓根螺钉模型与其他应用短椎弓根螺钉模型相比螺钉应力存在显著差异（ $P < 0.05$ ）。在前屈、后伸、左右侧屈、及右旋载荷下26mm长的椎弓根螺钉模型螺钉应力明显高于其他模型，后伸时产生最大值281.57 MPa。短椎弓根螺钉模型组间比较发现螺钉应力无显著差异（ $P > 0.05$ ），在每种载荷下螺钉之间应力相近，在后伸、及左右旋转载荷下螺钉应力较大。侧块螺钉固定模型与短椎弓根螺钉固定模型比较发现螺钉应力无显著差异（ $P > 0.05$ ），在前屈、后伸、旋转载荷下，侧块螺钉应力与短椎弓根螺钉组较为接近，且低于26mm椎弓根螺钉应力；在左屈、右屈载荷下，侧块螺钉应力与26mm长椎弓根螺钉应力接近，并明显高于短椎弓根螺钉组。

从应力分布云图上显示的大面积灰色高应力分布区域和绿色高应力分布区域看，螺钉应力最高值位于靠近钉棒连接处。在螺钉的椎弓根段部分亦压力较大，进入椎体内松质骨后螺钉应力显著减小。

三、C4/5椎间盘应力

测定在各种加载工况下C4/5节段椎间盘的应力，所得结果用应力分布云图表示。在应力分布图中，不同颜色代表不同的应力大小，其中蓝色表示应力最小，灰色表示应力最大，色区的大小代表应力分布区域的大小。（表2-6 表2-7）（图2-31至图2-35）

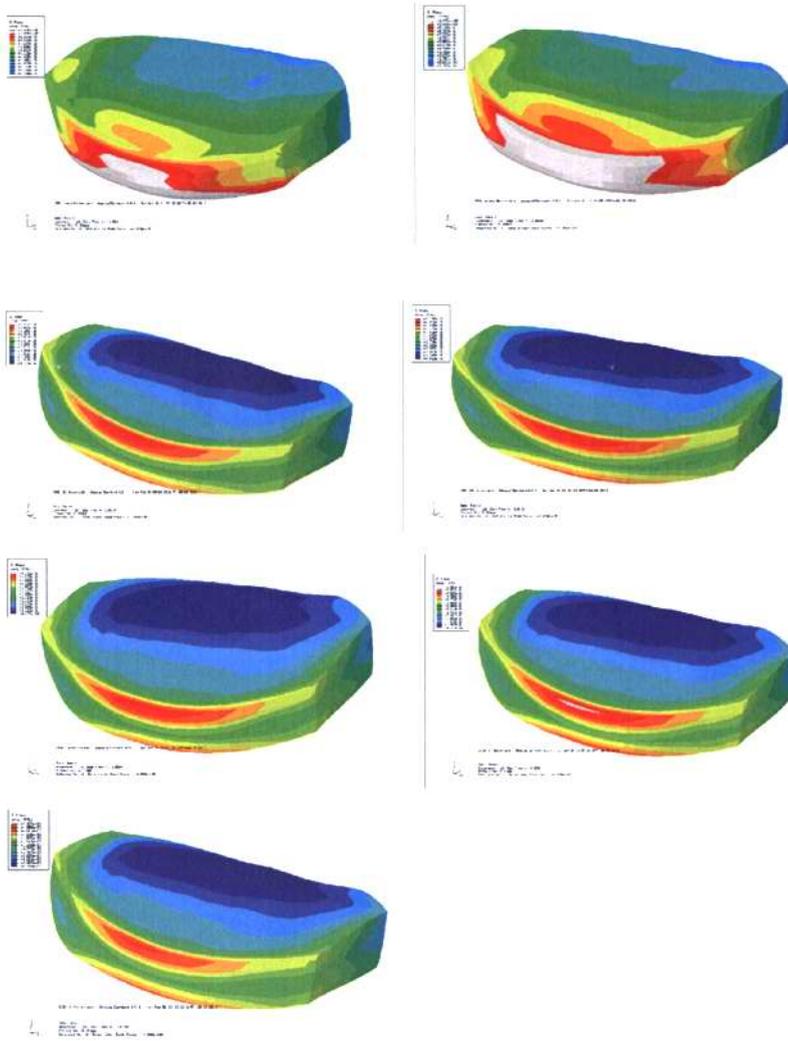
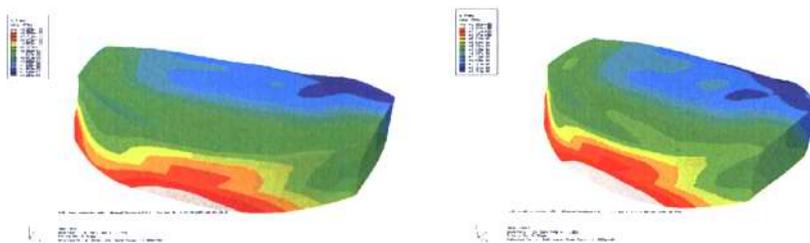


图2-31 前屈载荷下模型C4/5椎间盘应力云图（依次为A0、A1、B26、B18、B14、B10、C组）



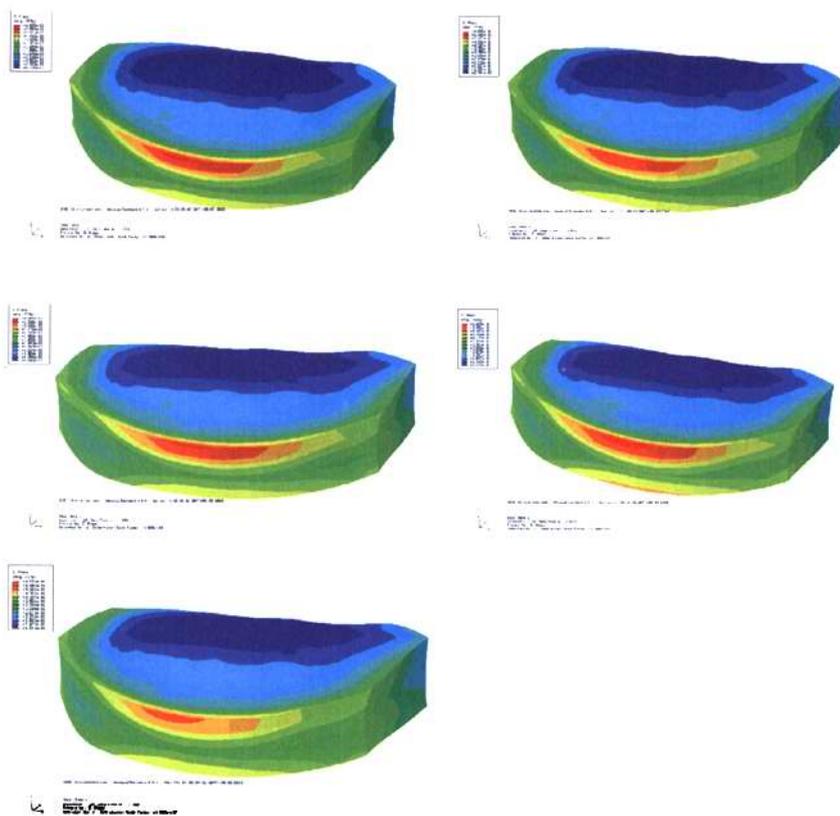
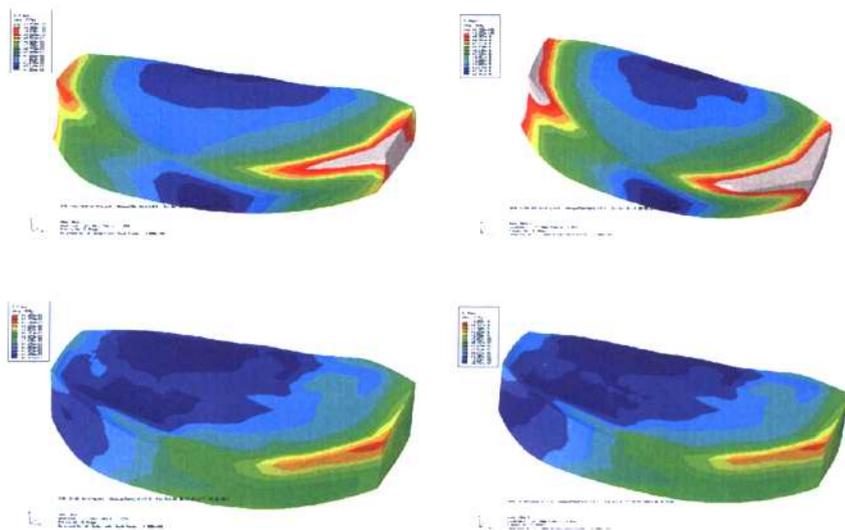


图2-32后伸载荷下模型C4/5椎间盘应力云图（依次为A0、A1、B26、B18、B14、B10、C组）



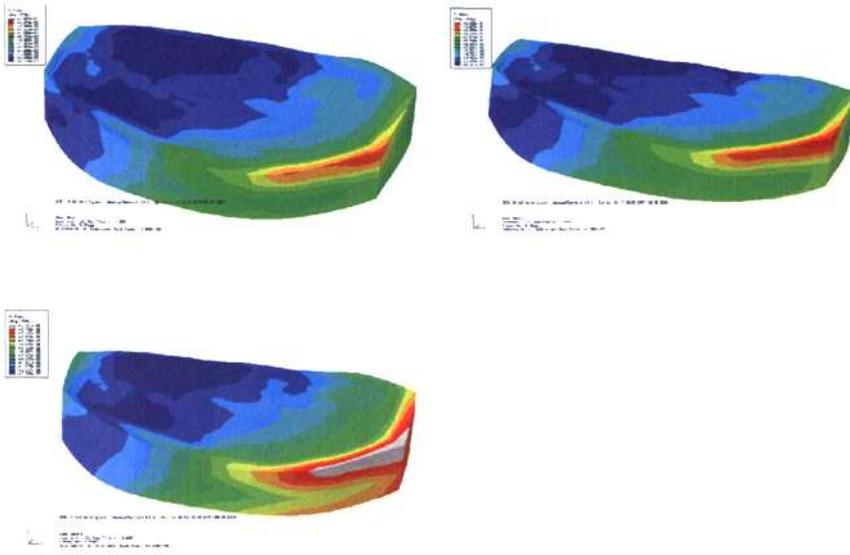
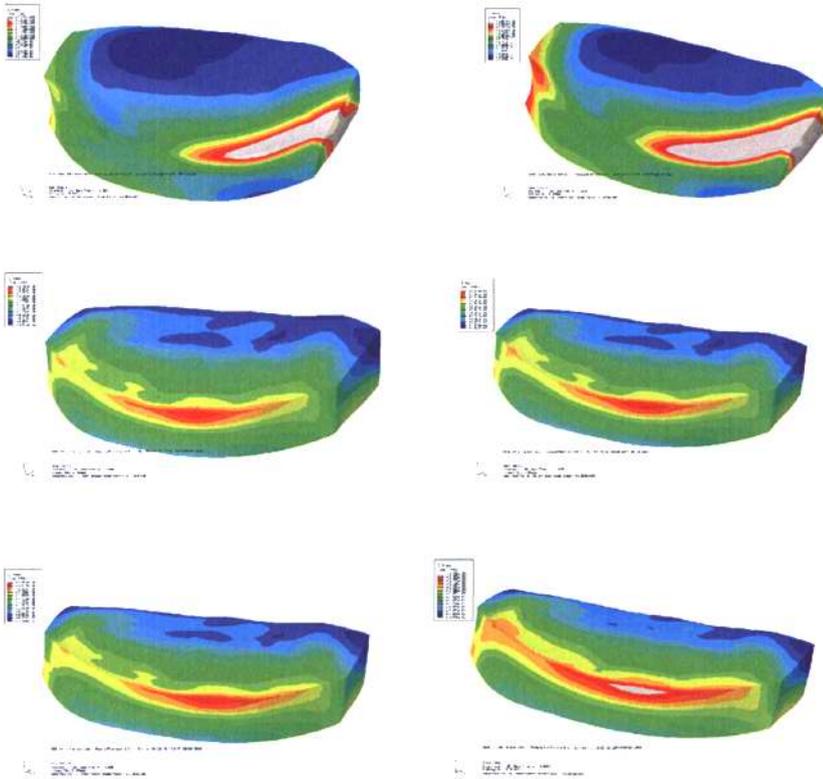


图2-33左侧屈载荷下模型C4/5椎间盘应力云图（依次为A0、A1、B26、B18、B14、B10、C组）



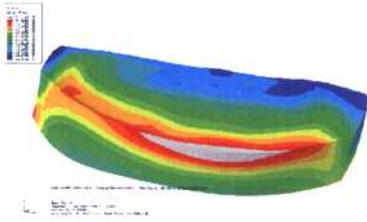


图2-34旋转载荷下模型C4/5椎间盘应力云图（依次为A0、A1、B26、B18、B14、B10、C组）

表2-6 各载荷下C4/C5节段椎间盘内VonMises应力峰值 (MPa)

	前屈	后伸	侧屈	旋转
完整组 A0	1.9	1.104	1.569	1.442
缺损组 A1	2.379	1.382	2.098	2.999
B26 组	0.511	0.533	0.127	0.274
B18 组	0.527	0.558	0.132	0.280
B14 组	0.533	0.565	0.134	0.295
B10 组	0.535	0.569	0.142	0.334
C 组	0.548	0.574	0.170	0.486

表2-7 各载荷下与B26组比较C4-C5节段椎间盘内VonMises应力值增加百分比 (%)

	前屈	后伸	左侧屈	左旋
B18 组	3.13	4.69	3.94	2.19
B14 组	4.32	6.00	5.51	7.66
B10 组	4.70	6.75	11.81	21.90
C 组	7.24	7.69	33.86	77.37

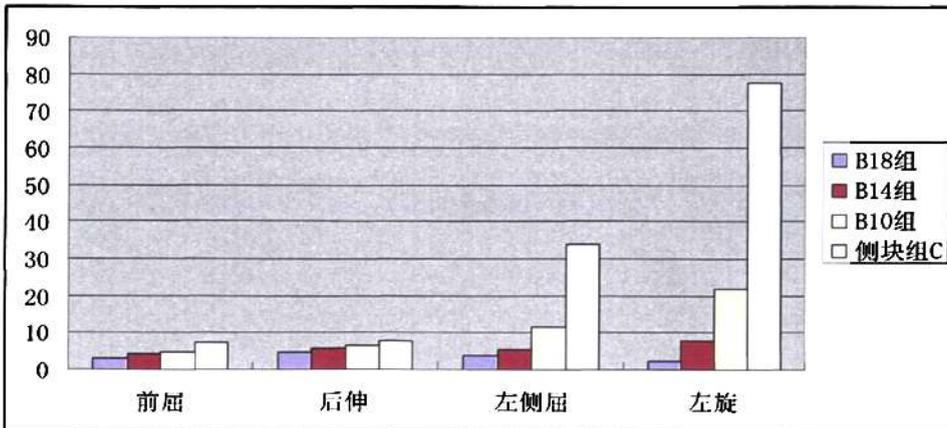


图2-35各载荷下与B26组比较C4-C5节段椎间盘内VonMises应力值增加百分比 (%)

结果表明：在各种载荷下，椎弓根螺钉固定模型及侧块螺钉固定模型使得固定节段椎间盘应力均明显减小。

短椎弓根螺钉模型组及侧块螺钉模型组与长度为26mm椎弓根螺钉模型比较：在前屈和后伸载荷下，椎间盘应力无明显增加，应力大小相接近；在侧屈及旋转载荷下，长度为10mm的椎弓根螺钉模型及侧块螺钉模型的椎间盘应力峰值较长椎弓根螺钉模型明显增加，尤其是侧块螺钉模型在侧屈及旋转载荷下及10mm椎弓根模型在旋转载荷下增加显著，26mm椎弓根螺钉模型与18mm、14mm椎弓根螺钉模型椎间盘应力相近。

四、邻节椎间盘应力

测定在各种加载工况下C3/4、C5/6节段椎间盘的应力，所得结果用应力分布云图表示。在应力分布图中，不同颜色代表不同的应力大小，其中蓝色表示应力最小，灰色表示应力最大，色区的大小代表应力分布区域的大小。（表2-7至表2-9）（图2-36至图2-41）

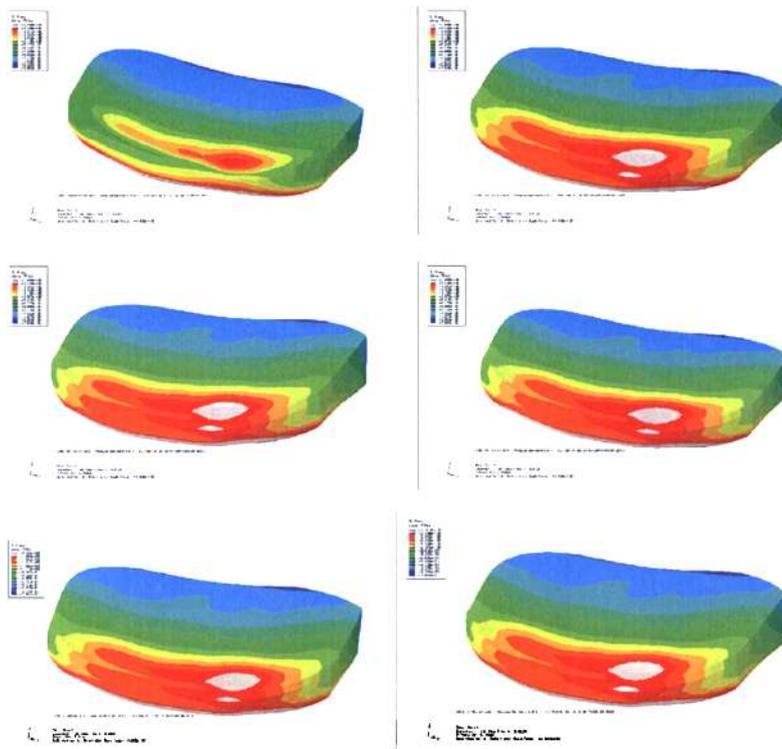


图2-36前屈载荷下C3/4椎间盘应力云图（依次为A0、B26、B18、B14、B10、C组）

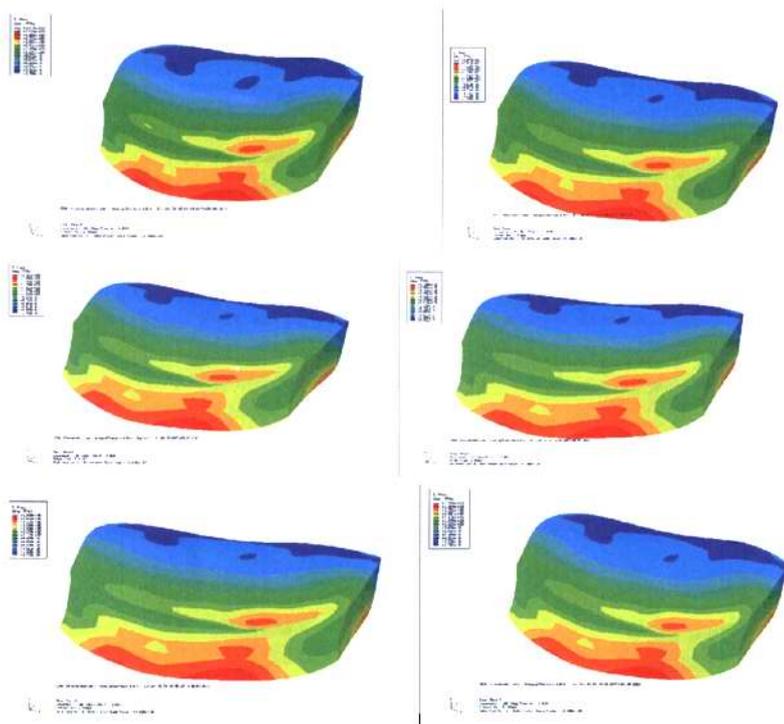


图2-37后伸载荷下C3/4椎间盘应力云图（依次为A0、B26、B18、B14、B10、C组）

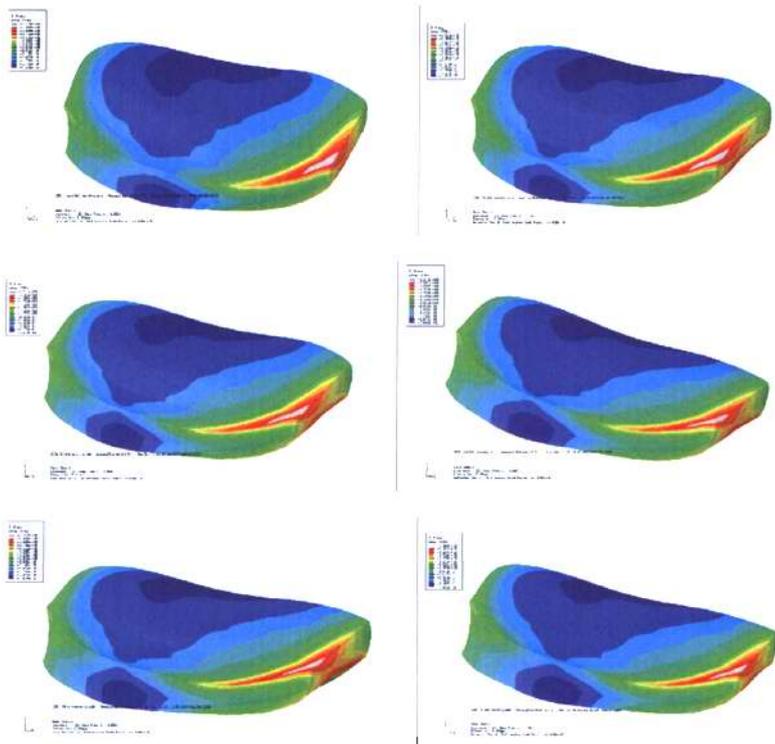


图2-38左屈载荷下C3/4椎间盘应力云图（依次为A0、B26、B18、B14、B10、C组）

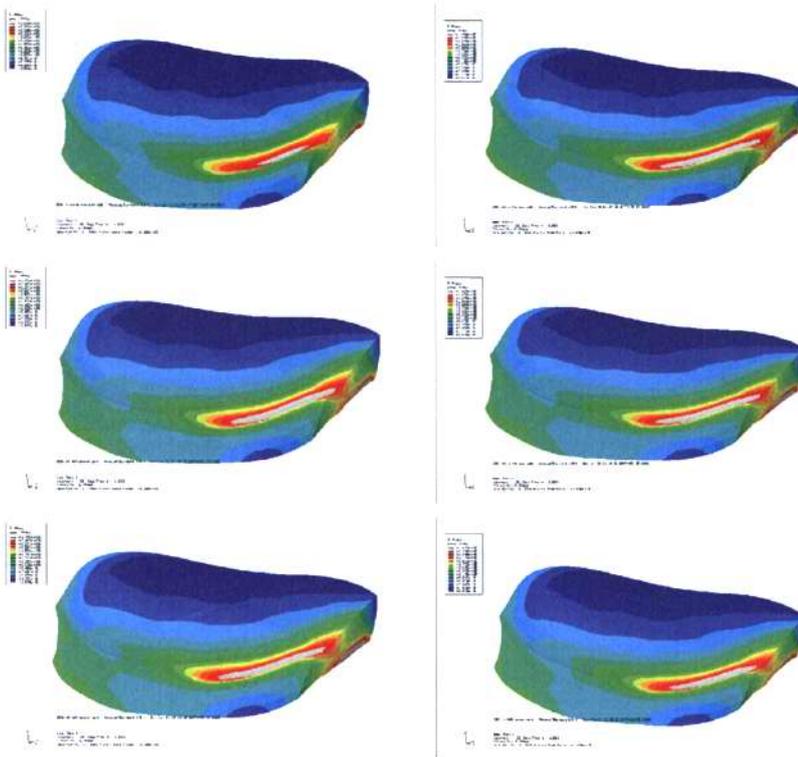


图2-39左旋载荷下C3/4椎间盘应力云图（依次为A0、B26、B18、B14、B10、C组）

表2-7 各载荷下C3/4节段椎间盘内VonMises应力峰值 (MPa)

C3/4	前屈	后伸	侧屈	旋转
完整组 A0	1.625	0.893	1.376	1.177
B26 组	1.872	0.986	1.567	1.477
B18 组	1.872	0.982	1.567	1.473
B14 组	1.870	0.982	1.535	1.476
B10 组	1.870	0.952	1.505	1.473
C 组	1.874	0.939	1.497	1.473

B26组与B18组、B14组、B10组及C组之间相比, $P > 0.05$

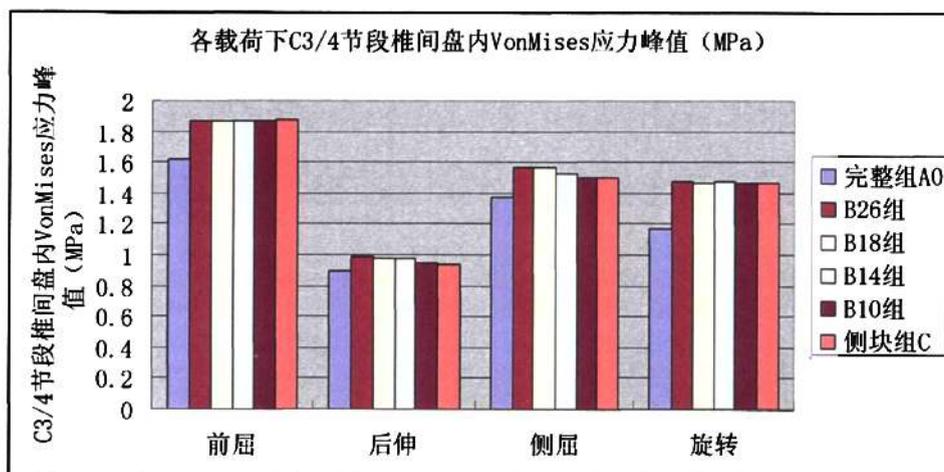


图2-40 各载荷下C3/4节段椎间盘内VonMises应力峰值 (MPa)

表2-8 各载荷下C5/6节段椎间盘内VonMises应力峰值 (MPa)

C5/6	前屈	后伸	侧屈	旋转
完整组 A0	2.498	1.271	1.502	1.379
B26组	2.873	1.250	1.919	1.860
B18组	2.868	1.249	1.915	1.859
B14组	2.866	1.248	1.913	1.858
B10组	2.866	1.247	1.911	1.856
C组	2.862	1.247	1.909	1.820

B26组与B18组、B14组、B10组及C组之间相比, $P > 0.05$

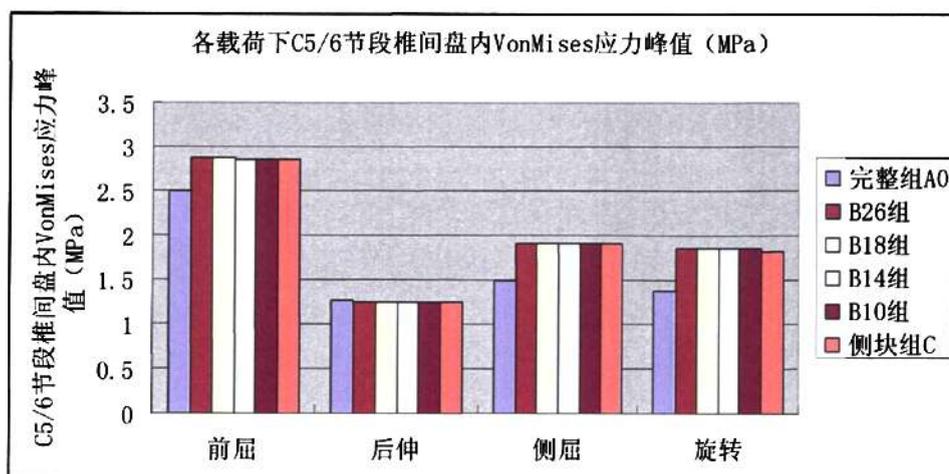


图2-41 各载荷下C5/6节段椎间盘内VonMises应力峰值 (MPa)

结果表明：从C3/4椎间盘的应力云图看，纤维环的应力高于髓核，纤维环外层应力高于中间层和内层，且在各种载荷方式下椎间盘纤维环的前侧和后外侧均有较高应力。在前屈、侧屈及旋转载荷下，各固定模型在相邻C3/4椎间盘应力增加明显，而在后伸载荷方式下，相邻C3/4椎间盘的应力变化不明显。同样，C5/6椎间盘应力在前屈、侧屈及旋转载荷下有明显增加，而在后伸情况下反而见减小。

而每种工况下，各个固定模型之间，邻近椎间盘应力无明显差别 ($P>0.05$)。这也与应力云图相一致。

从C3/4椎间盘的Von Mises 应力峰值与加载方式的关系看，在后伸载荷下，各模型的相邻C3/4椎间盘应力均最小，在前屈时椎间盘的应力最大，侧屈和旋转载荷下的应力介于两者之间。

表2-9各载荷下固定模型C3/4、C5/6椎间盘内VonMises应力峰值增加百分比 (%)

	前屈		后伸		侧屈		旋转	
	C3/4	C5/6	C3/4	C5/6	C3/4	C5/6	C3/4	C5/6
B26组	15.20	30.71	10.41	-1.65	13.88	27.73	25.49	34.93
B18组	15.20	30.48	9.97	-1.73	13.84	27.46	25.15	34.82
B14组	15.08	30.39	9.97	-1.81	11.56	27.36	25.36	34.78
B10组	15.08	30.39	6.61	-1.89	9.34	27.23	25.19	34.60
C组	15.32	30.21	5.15	-1.89	8.76	27.10	25.19	31.99

前屈：C3/4与C5/6椎间盘比较， $P<0.01$ ；后伸：C3/4与C5/6椎间盘比较， $P<0.01$ ；侧屈：C3/4与C5/6椎间盘比较， $P<0.01$ ；旋转：C3/4与C5/6椎间盘比较， $P<0.01$ ；

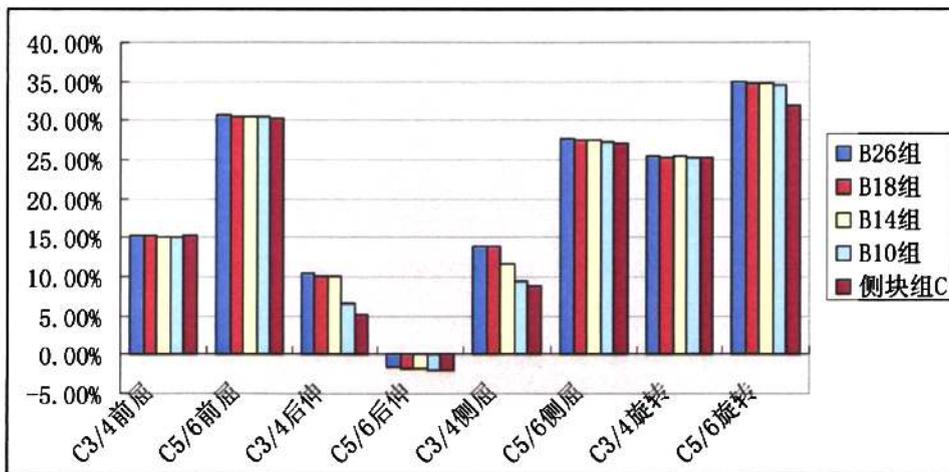


图2-42 各载荷下固定模型C3/4、C5/6椎间盘内VonMises应力峰值增加百分比 (%)

可以看出,在前屈、后伸、侧屈、旋转载荷下邻近固定节段的上位与下位椎间盘应力增加值有明显区别($P < 0.01$),具有统计学意义。在前屈、侧屈、旋转载荷下,各种固定模型邻近固定节段的下位椎间盘内应力峰值的增加明显高于邻近固定节段的上位椎间盘;后伸载荷下,相邻固定节段的上位椎间盘内应力峰值增加最小,相邻固定节段的下位椎间盘内应力峰值反而减小。固定模型组之间无明显区别。

讨论

随着颈椎退行性疾病等病理生理机制研究的不断深入,治疗这类疾病并取得良好临床效果的可能性大大提高。常见的颈椎疾病主要包括颈椎病、颈椎管狭窄症、颈椎不稳症、颈椎结核、颈椎肿瘤等,临床医生可以从前路手术、后路手术、前后路联合手术加以解决。椎间盘切除减压融合术及椎体次全切除减压融合术是前路手术的常用方法。近年来随着人工椎间盘研究的不断改进,颈椎人工椎间盘置换也逐渐被临床医生所认识和接受。后路手术由于椎板切除后造成后柱结构的丢失致颈椎失稳,进一步可导致椎间盘病变,失稳节段骨赘生成,甚至是发生后凸畸形引起脊髓压迫。Satio认为椎板切除术后,造成颈椎后方张力带结构丢失,并且使张力带转移至小关节,导致小关节迅速退变是术后后凸畸形的主要原因。此后人们采用椎板成型等技术,并且随着后路内固定的应用,这样的因后路椎板减压后的问题大为减少。后路侧块、椎弓根螺钉等技术的出现,使得后路手术可提供较好的稳定性,植骨融合率也较高。Abumi^[11] 1994年首次报道了应用椎弓根螺钉治疗中下颈椎的外伤性损伤,取得了良好的效果。此后,不仅局限于此,将椎弓根螺钉应用的适应症扩大到了颈椎后路椎板减压椎弓根螺钉内固定一期治疗,认为颈椎椎弓根螺钉在后路椎板切除减压及结构重建方面具有一定价值^[12]。Bueff^[13]等发现在固定颈胸段时,颈7椎弓根螺钉提供了比颈7侧块螺钉更加坚强的稳定性。此后Jones^[14]应用人颈椎标本对椎弓根螺钉与侧块螺钉的拔出力进行了测试,实验结果证实了椎弓根螺钉拔出力要明显大于侧块螺钉。国内学者刘景堂^[15]得到了相似的结果,椎弓根螺钉与侧块螺钉拔出力有显著性差异($P < 0.001$)。颈椎椎弓根螺钉由于他的较大拔出力,在纠正颈椎后凸畸形及维持颈椎生理前凸上具有较大的作用。虽然颈椎椎弓根螺钉具有如此之多的优点,在颈椎外科重建方面成绩显著,但是,由于颈椎椎弓根细小甚至某些椎弓根无松质骨髓腔等情况,在置入时易于引起的神经血管损伤仍然不能忽视,并且让许多临床医生望而却步。因为脊髓、神经根及椎动脉血管损伤风险较高,一直以来,颈椎椎弓根螺钉除了应用在颈2及颈7椎体外不建议应用在颈3-颈6^{[16][17]}。Roy-Camille R认为颈椎椎弓根螺钉在颈3-颈6的这种风险是不可接受的^{[18][19]}。此后,又有许多新的技术的出现,以改进颈椎

椎弓根螺钉的置入准确性,但是椎弓根皮质穿孔,损伤神经根及椎动脉的发生率未曾有明显下降。Karaikovic^[20]在不借助计算机导航仪的情况下,应用“漏斗”技术椎弓根的穿透率达17%,并且主要发生在颈3-颈5。Ludwig^[21]在有计算机导航的辅助下颈椎椎弓根失败率仍高达24%,依然无法避免相关并发症的发生。

颈椎椎弓根螺钉并发症的发生主要是与未能充分的术前准备,对椎弓根的直径大小及方向没有充分的认识,再者是术者对颈椎椎弓根螺钉的置入技术没有掌握,同时为了达到理想的稳定结果,又应用了较长的颈椎椎弓根螺钉,造成不可挽回的损伤。相关实验已经证明,越是长的骨、钉接触面积越是提供了较大的螺钉拔出力,短的骨、钉接触面积贡献了小的螺钉拔出力^[22],但是,以往仅仅是从孤立的单枚螺钉进行分析长螺钉的优越性,本实验对不同长度的颈椎椎弓根螺钉及侧块螺钉从整体出发,研究是否短椎弓根螺钉同样可以达到稳定的目的。

本研究在正常成人C2~C7三维有限元模型的基础上,建立部分节段后柱失稳附加不同长度颈椎椎弓根螺钉及侧块螺钉的各种三维有限元模型,测量前屈、后伸、侧屈及旋转情况下各模型的稳定性、椎弓根螺钉应力、固定节段及相邻节段椎间盘应力,比较各种模型之间的差异,为短颈椎椎弓根螺钉的临床应用提供生物力学依据。

对于有限元方法的加载负荷,文献报道较多采用为垂直加压73.6N,扭矩一般为1.0NM。测量模型位移的目的在于评价不同载荷下各模型节段的稳定性。稳定性试验可采用多种方法进行,本试验采用有限元方法进行稳定性研究。根据有限元分析中加载方法的不同,可分为刚度试验和柔度试验。刚度试验是指将脊柱标本的上下两端固定,然后通过模型的中轴进行轴向加载,偏心加载则同时产生压力和力矩。柔度试验是指纯力矩载荷施加在自由椎体上,从而产生自然的脊柱各向运动,这种方法是评价脊柱稳定性的经典方法,又称为生物力学柔韧性试验。在正常人体活动中,脊柱的受力和运动情况极其复杂,这种纯力矩载荷实际上并不存在。由于本试验完全模拟人体正常活动而施加复合载荷,因此柔度试验不适合应用。

各种模型的活动范围比较结果为:部分节段椎板减压模型在前屈、左右旋转工况下比较正常模型位移明显增大,稳定性较差,在后伸及左右侧屈工况下亦有所增加,但不如前述工况下增加明显。这与文献资料一致^[23],说明颈椎椎间盘是主要的承载结构,颈椎后方韧带结构能提供维持前屈稳定性的力量,故在切除后方韧带结构后,前屈工况要比后伸工况增加要明显;关节突由于近似冠状结构,在旋转运动时关节突起到对抗作用,所以切除关节突后旋转工况下稳定性较差^[24]。各椎弓根螺钉固定模型与侧块螺钉固定模型在各种工况下较正常模型位移均明显减小,固定后的即刻稳定性超过正常组。但是,长度为26mm椎弓根螺钉模型较长度为10mm椎弓根螺钉模型的位移明显减小,两者存在显著性差异($P < 0.05$),26mm椎弓根螺钉稳定性更加可靠;长度为

26mm、18mm、14mm椎弓根螺钉模型统计学处理表明三者位移无显著性差异($P>0.05$),即三种长度螺钉的稳定性相当;长度为10mm椎弓根螺钉模型与侧块螺钉模型比较位移无显著性差异($P>0.05$),稳定性相似。长度10mm椎弓根螺钉固定模型及侧块螺钉固定模型的固定节段的位移有所增加,可能与术后随访时螺钉松动有关^[25]。国内学者刘景堂^[16]等人也指出,采用3.5mm的螺钉固定,螺纹可直接切入椎弓根皮质骨内,即皮质骨对螺钉直接起到把持作用,松质骨部分作用较小。从这个角度考虑,宜选用较长的26mm、18mm、14mm螺钉,提供更为可靠的稳定性,尽量减少日后内固定松动的发生。但是结合临床来看,相对较短的18mm及14mm的椎弓根螺钉可以在不丧失稳定性的情况下尽量减少神经血管损伤等并发症的发生。

各种模型的椎弓根螺钉应力比较结果为:五种模型的螺钉应力最集中的区域位于钉棒连接处,26mm长的椎弓根螺钉模型与其他应用短椎弓根螺钉模型相比螺钉应力存在显著差异($P<0.05$),在前屈、后伸、左右侧屈、及右旋载荷下26mm长的椎弓根螺钉模型螺钉应力明显高于其他模型,后伸时产生最大值281.57 MPa,长颈椎椎弓根螺钉增加了螺钉断裂的风险。短椎弓根螺钉模型组间比较发现螺钉应力无显著差异($P>0.05$),每种载荷下螺钉应力相近,在后伸、及左右旋转载荷下螺钉应力较大。侧块螺钉固定模型与短椎弓根螺钉固定模型比较发现螺钉应力无显著差异($P>0.05$),在前屈、后伸、旋旋载荷下,侧块螺钉应力与短椎弓根螺钉组较为接近,且低于26mm椎弓根螺钉应力;在左屈、右屈载荷下,侧块螺钉应力与26mm长椎弓根螺钉应力接近,并明显高于短椎弓根螺钉组,即使用侧块螺钉在侧屈时与使用长椎弓根螺钉是存在同样的螺钉压力,具有同样的风险。总的来说,26mm长度的螺钉应力最大,断裂的危险性也就越高,而相对较短的螺钉可也减少螺钉应力。本实验中,从应力分布云图上显示的大面积灰色高应力分布区域和绿色高应力分布区域看,螺钉应力最高值位于近钉棒连接处,即与后方椎板皮质骨接触处最大。在螺钉的椎弓根段部分亦压力较大,进入椎体内松质骨后螺钉应力显著减小。说明,维持椎弓根螺钉稳定的因素主要是与其接触的骨皮质相关的,松质骨只起到了很小的作用。Maat^[27]指出:椎弓根与椎体后缘交界处尚有一层坚硬的骨质。因此我们可以初步得出,维持颈椎椎弓根螺钉稳定的适宜长度应该有三处皮质骨的良好切割,即椎板处的皮质骨、椎弓根的环形皮质、椎弓根与椎体后缘交界处的一层皮质。如同时考虑到减少螺钉应力,降低螺钉断裂的风险,宜选用18mm和14mm螺钉固定才能提供较好的把持力。

各种模型的固定节段椎间盘的应力比较结果:在各种载荷下,椎弓根螺钉固定模型及侧块螺钉固定模型使得固定节段椎间盘应力均明显减小,稳定性提高。临床意义在于颈椎后路椎弓根螺钉和侧块螺钉固定系统可以避免颈椎后方结构缺失造成的脊柱不稳,可以减少相应节段因不稳而造成的继发性退变加重,进而发生的椎间盘突

出及椎间隙骨赘增生,以及广泛后柱减压后造成的下颈椎后凸畸形的发生。短椎弓根螺钉模型组及侧块螺钉模型组与长度为26mm椎弓根螺钉模型比较:在前屈和后伸载荷下,椎间盘应力无明显增加,应力大小相接近;在侧屈及旋转载荷下,长度为10mm的椎弓根螺钉模型及侧块螺钉模型的椎间盘应力峰值较长椎弓根螺钉模型明显增加,尤其是侧块螺钉模型在侧屈及旋转载荷下及10mm椎弓根模型在旋转载荷下增加显著,26mm椎弓根螺钉模型与18mm、14mm椎弓根螺钉模型椎间盘应力相近。说明:长度为10mm的椎弓根及侧块螺钉与其他模型相比,在侧屈及旋转工况下,椎间盘应力增加,进一步说明长度为10mm的椎弓根及侧块螺钉在维持稳定上较差,尤其是侧块螺钉对旋转控制不良,这可能是与螺钉的固定角度有关。从这个角度考虑,宜选用26mm、18mm、14mm螺钉,同时结合临床,相对较短的18mm及14mm的椎弓根螺钉可以在不丧失稳定性的情况下尽量减少神经血管损伤等并发症的发生。

各种模型的固定节段邻近椎间盘的应力比较结果:在前屈、侧屈及旋转载荷下,各固定模型在相邻C3/4椎间盘纤维环的前侧和后外侧应力增加明显,而在后伸载荷方式下,相邻C3/4椎间盘的应力变化不明显。同样,C5/6椎间盘应力在前屈、侧屈及旋转载荷下有明显增加,而在后伸情况下反而见减小。而每种工况下,各个固定模型之间,邻近椎间盘应力无明显差别($P>0.05$),说明短椎弓根螺钉或是侧块螺钉并不能减少邻节椎间盘的应力。从C3/4椎间盘的Von Mises 应力峰值与加载方式的关系看,在后伸载荷下,各模型的相邻C3/4椎间盘应力均最小,在前屈时椎间盘的应力最大,侧屈和旋转载荷下的应力介于两者之间。有力的说明了后伸维持一个正常的颈椎生理曲度对减缓邻节退变具有重要意义,而前屈使得邻节椎间盘的负荷增加最为明显。在前屈、侧屈、旋转载荷下,各种固定模型邻近固定节段的下位椎间盘内应力峰值的增加明显高于临近固定节段的上位椎间盘($P<0.01$),这就说明内固定给下位椎间盘的负荷增加要大于上位椎间盘,更容易加速退变,引起椎间盘突出、或骨赘形成,而缩短椎弓根的长度对这种差别无影响,并不能减小邻节椎间盘的压力。后伸载荷下,相邻固定节段的上位椎间盘内应力峰值增加最小,相邻固定节段的下位椎间盘内应力峰值反而减小。

本实验的不足之处:有限元分析法是脊柱生物力学研究中的有效方法之一,但是有限元法还不能达到与人体完全仿真的程度。例如有些组织材料性质还不清楚,有些参数均参考国外文献,与实际值可能存在差别。本实验采用的标本未能考虑肌肉的作用^[28],生物力学分析不够全面,实验结果可能有一定的片面性。实验结果只在模型的条件有效,而人体本身是有组织活性的生物,有一个生长、成熟和衰老的过程,有限元模型只能反应机体某一点、某一刻的力学特性,不能反应其整个过程。

结论

- 1、建立了颈椎部分节段（C4/5）失稳模型。
- 2、建立了颈椎后路侧块螺钉固定和不同长度椎弓根螺钉固定非线性三维有限元模型。
- 3、各长度椎弓根螺钉比较，26mm、18mm、14mm长度椎弓根螺钉的稳定性优于10mm长度椎弓根螺钉，而前三者无明显差异，临床上为避免长椎弓根螺钉带来的风险，建议选用18mm和14mm椎弓根螺钉。并且，前三种椎弓根螺钉与侧块螺钉比较，前者稳定性优于后者。短椎弓根螺钉（10mm）及侧块螺钉对维持旋转及侧屈稳定性较差。
- 4、短颈椎椎弓根螺钉降低了螺钉断裂的风险。维持颈椎椎弓根固定的稳定因素主要是椎板处的皮质骨、椎弓根的环形皮质、椎弓根与椎体后缘交界处的一层皮质，而椎体内松质骨贡献较小。
- 5、短椎弓根螺钉或是侧块螺钉并不能减少邻节椎间盘的应力。无论采用侧块螺钉固定还是各种长度的椎弓根螺钉固定，相邻固定节段下位椎间盘内应力的增加值均较上位椎间盘高，意味着下位椎间盘可能更易退变。

参考文献

- [1].Dunlap BJ, Karaikovic EE, Park HS, Sokolowski MJ, Zhang LQ. Load sharing properties of cervical pedicle screw-rod constructs versus lateral mass screw-rod constructs. *Eur Spine J*. 2010 Feb 2.
- [2].Johnston TL, Karaikovic EE, Lautenschlager EP, Marcu D. Cervical pedicle screws vs. lateral mass screws:uniplanar fatigue analysis and residual pullout strengths *Spine J*. 2006 Nov-Dec;6(6):667-72.
- [3].Rhee JM, Kraiwattanapong C, Hutton WC. A comparison of pedicle and lateral mass screw construct stiffnesses at the cervicothoracic junction: a biomechanical study *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005 Nov 1;30(21):E636-40.
- [4].Xu R, Ebraheim NA, Skie M. Pedicle screw fixation in the cervical spine. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2008 Aug;37(8):403-8; discussion 408
- [5].Miyata M, Neo M, Ito H, Yoshida M, Fujibayashi S, Nakamura T.Rheumatoid arthritis as a risk factor for a narrow C-2 pedicle: 3D analysis of the C-2 pedicle screw trajectory. *J Neurosurg Spine*. 2008 Jul;9(1):17-21.
- [6].Karaikovic EE, Yingsakmongkol W, Gaines RW. Accuracy of cervical pedicle screw placement using the funnel technique. *Spine* 2001;26:2456-62.
- [7].Kotani Y, Abumi K, Ito M, Minami AImproved accuracy of computer-assisted cervical pedicle screw insertion. *J Neurosurg*. 2003 Oct;99(3 Suppl):257-63.
- [8].Peng CW, Chou BT, Bendo JA, Spivak JMVertebral artery injury in cervical spine surgery: anatomical considerations, management, and preventive measures. *Spine J*. 2009 Jan-Feb;9(1):70-6. Epub 2008 May 27.
- [9].Ondra SL, Marzouk S, Ganju A, Morrison T, Koski T.Safety and efficacy of C2 pedicle screws placed with anatomic and lateral C-arm guidance. *Spine (Phila Pa1976)*. 2006 Apr 20;31(9):E263-7.
- [10].Stemper BD, Marawar SV, Yoganandan N, Shender BS, Rao RD.Quantitative anatomy of subaxial cervical lateral mass: an analysis of safe screw lengths for Roy-Camille and magerl techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 Apr 15;33(8):893-7.
- [11].Abumi K, Ito H, Taneichi H, Kaneda K. Transpedicular screw fixations for traumatic lesions of the middle and lower cervical spine: Description of the techniques and preliminary report. *J Spinal Disord* 1994;7:19-28.
- [12]. Abumi K, Kaneda K. Pedicle screw fixation for nontraumatic lesions of the cervical spine. *Spine* 1997;22:1853-63.3. Abumi K, Kaneda K, Shono Y, Fujiya M. One-stage posterior decompression and reconstruction of the cervical spine by using pedicle screw fixation systems.*J Neurosurg* 1999;90:19-26.
- [13].Bueff HU, Lotz JC, Colliou OK, et al. Instrumentation of the cervicothoracic junction after

- destabilization. *Spine* 1995;20:1789-92.
- [14]. Jones EL, Heller JG, Silcox DH, Hutton WC. Cervical pedicle screws versus lateral mass screws: Anatomic feasibility and biomechanical comparison. *Spine* 1997;22:977-82.
- [15]. 刘景堂, 唐天驷, 刘兴炎等。两种长度的颈椎椎弓根螺钉与侧块螺钉拔出试验比较[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2005, 15 (3) : 177-179.
- [16]. Albert TJ, Vacarro A. Postlaminectomy kyphosis. *Spine* 1998;23:2738-45.
- [17]. Borne GM, Bedou GL, Pinaudeau M. Treatment of pedicular fractures of the axis. A clinical study and screw fixation technique. *J Neurosurg* 1984;60:88-93.
- [18]. Roy-Camille R, Mazel C, Saillant G, Benazet JP. Rationale and techniques of internal fixation in trauma of the cervical spine. In: Errico T, Bauer RD, Waugh WT, eds. *Spinal Trauma*. Philadelphia: JB Lippincott, 1991:163-9.
- [19]. Roy-Camille R, Salient G, Mazel C. Internal fixation of the unstable cervical spine by a posterior osteosynthesis with plates and screws. In: *The Cervical Spine*. 2nd ed. Philadelphia: JB Lippincott, 1989:390-403.
- [20]. Karaikovic EE, Yingsakmongkol W, Gaines RW. Accuracy of cervical pedicle screw placement using the funnel technique. *Spine* 2001;26:2456-62.
- [21]. Ludwig SC, Kramer DL, Balderston RA, et al. Placement of pedicle screws in the human cadaveric cervical spine. *Spine* 2000;25:1655-67.
- [22]. Jones EL, Heller JG, Silcox AH, et al. Cervical pedicle screws versus lateral mass screws. Anatomic feasibility versus biomechanical comparison. *Spine* 1997;22:977-82.
- [23]. Crowell, R.R, Shea, M, Edwards,W.T, Clothiaux, P.L, White, A.A, Hayes,W.C, 1993. Cervical injuries under flexion and compression loading. *Journal of Spinal Disorders* 6 (2), 175-181.
- [24]. MatthewB, et al. C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation. *J Biomech*. 2009 ;42(4):480-90.
- [25]. Kothe R, Ruther W, Schneider E, et al. Biomechanical analysis of transpedicular screw fixation in the subaxial cervical spine. *Spine* 2004;29:1869-75.
- [26]. Maat GJR, Marticali B, Beerten ELP. Postnatal development and structure of the neurocentral junction: its relevance for spinal surgery[J]. *Spine*, 1996, 21(6):661-666.
- [27]. Goel VK, Kong WZ, Han JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 1993;18:1531-41.

综述

颈椎后路内固定技术的研究进展

对外伤、颈椎疾患等多种原因造成的颈椎失稳进行内固定,已成为国内外骨科学者的共识。颈椎内固定的目的是提供即刻稳定,为植骨融合创造条件,只有骨性融合才能达到长期稳定;避免长期的外固定的束缚;纠正畸形,解除压迫,促进损伤颈髓的恢复;维持良好的生理力线,减缓邻近节段的退变。近几十年来,各种颈椎内固定系统不断涌现,使颈椎内固定技术得到快速发展。如何把握各种内固定技术的适应证以及不同内固定技术之间的优缺点已成为争论的热点。本文就颈椎后路内固定技术及其应用选择策略作一综述。

一、颈椎内固定的适应症

包括外伤所致的颈椎骨折脱位,颈椎退行性病变造成的颈椎失稳,颈椎后凸畸形矫正术,颈椎和颈髓肿瘤切除后存在的颈椎不稳,颈椎结核破坏椎体、附件导致的颈椎不稳,以及其它原因造成颈椎失稳者。

二、后路内固定的选择

后路固定主要适用于脊髓后方压迫如黄韧带肥厚、钙化等,及无法彻底解除或风险较高的前路压迫如椎间盘突出合并连续后纵韧带骨化或多节段颈椎病。各种原因导致的颈椎后柱、三柱不稳等。后路内固定中侧块螺钉钢板因其简单易行最为常用,但按照三柱理论侧块钢板仅固定了后柱,固定不够坚固。也有研究表明,侧块螺钉钢板固定不适用于骨质疏松以及需要多节段融合的患者。Apofix椎板夹内固定,多用于寰枢椎间的固定,如不完全性骨折、寰枢椎脱位、齿状突骨折等。但该方法依赖于颈椎后部结构的完整,使其在应用时有一定的局限性。另外Apofix椎板夹仅固定后柱且有疲劳、松动、脱夹等可能,内固定并发症较高,应严格掌握适应证。经颈椎弓根螺钉固定具有牢固的三维稳定性,适用于外伤所致的颈椎骨折脱位,颈椎退行性病变造成颈椎失稳者,颈椎后凸畸形矫正术,颈椎和颈髓部肿瘤切除后存在颈椎不稳者,颈椎结核破坏椎体、附件导致颈椎不稳者等多种情况。但颈椎弓根解剖结构及毗邻关系复杂,致手术难度大、风险高,选择时应予以考虑。下面分别作以叙述:

1. 后路钢丝固定技术:

后路钢丝内固定技术具有代表性的为Gallie手术(1939年)及Brooks手术(1978年)^[1]。Callie固定方法适用于:齿状骨折伴前脱位、C2横韧带断裂、先天齿突畸形。它具有手术技术比较简单、神经和血管损伤的风险小等优点。但是这种固定方式的缺点亦显而易见,如与其他寰枢椎固定技术相比,其固定强度较小,因而术后需要外固

定；伴C1/2椎弓骨折者不适用；不能用于C1向后方移位者，齿突骨折时钢丝过度收紧时可能引起反向移位或力线不良。Brooks技术与Gallie技术相似，两块植骨块分别植于C1和C2两侧后弓之间，钢丝襻分别在两侧C1后弓和C2椎板深面穿出后在植骨块背面拧紧。在生物力学上优于Gallie技术。应用这些技术融合率可达82%。White和Panjabi的生物力学研究显示Brooks法的固定强度明显大于Gallie法。特别是Gallie技术在减少轴向旋转方面仅能达到67%，而Brooks技术能达到91%，但两种技术均无法控制平移，而这正是最常见的不稳。此后又出现这两种方法的改良术，如Fielding法，其原理基本相同。

2. 椎板夹固定技术：

1984年Holness等用椎板夹行寰枢椎后方固定^[2]。寰枢椎椎板钩内固定装置(如Apofix系统)在上颈椎固定中得到了广泛的应用。该方法适用于可复位的寰枢椎脱位和失稳，包括齿状突骨折(包括陈旧性齿状突骨折)。此项技术较前者有所改进，该装置操作简单、固定牢靠，且无需椎板下操作，防止了钢丝损伤脊髓以及拧紧的钢丝切断植骨块及椎板的可能。生物力学研究表明，椎板夹固定技术和Brooks法较Gallie法在限制寰枢椎旋转和移位方面更具有优越性，但椎板钩固定的前提是必须保持寰椎后弓及枢椎椎弓的完整，可复的脱位和失稳。Apofix椎板夹有疲劳性松动、脱夹等可能，且抗扭转力差，内固定并发症可达31%。椎板夹固定常与经关节突螺钉固定技术合并应用^[3]，阮永平等^[4]报道10例，获得了良好的临床效果，并称之为四点内固定技术。该内固定系统适合于寰椎横韧带断裂，齿状突骨折伴寰枢椎脱位，齿状突先天性畸形伴寰枢脱位或不稳定，单侧或双侧关节脱位交锁，关节突骨折移位椎板完整及颈椎后部韧带损伤引起颈椎不稳的病例。

3. 颈1、2经关节间隙螺钉内固定术(Magerl)法

1987年Magerl首先报道了后路经关节突螺钉技术，该螺钉固定技术能获得寰枢椎间坚强的固定，消除寰枢椎间的活动，促进植骨融合。其适应证为：寰枢关节不稳；复发性寰枢关节脱位，或陈旧性寰枢关节脱位牵引复位后仍难免复发者；枢椎齿突II型骨折等。后路经关节突螺钉技术，可为C1~C2提供稳定(即使是C1后弓缺如)，并不需长时间的外固定，但该技术要求术者对解剖非常熟悉，Grob等^[5]总结了161病例后认为，手术应采用后路正中切口，暴露C1-C2小关节和C2的下关节突，在螺钉穿过上关节突后面进入C1侧块时应使用特殊的钻头导向器和术中影像监视，如C1后路结构完整，可使用钢丝来加固，其假关节形成率仅为0.6%，但螺钉的并发症为5.9%，枢椎峡部、寰椎侧块骨质破坏，严重的骨质疏松患者，局部解剖畸形，类风湿关节炎所致的C1半脱位等不适于此法固定。党耕町^[6]等提出严重鹅颈畸形的患者，由于在术中不能使下颈椎屈曲，难以应用此技术。所以经颈1、2关节螺钉内固定技术在临床应用

上受到一定限制。

4. 侧块螺钉

侧块螺钉过去十年里由钉板系统发展到现在的钉棒系统,已经成为颈椎后路固定系统的主要固定装置,多项临床实验已经证实了它的有效性及其多种置入技术的可靠性。其中以Roy-Camille和Magerl两种进钉技术最为常用,还有Anderson法,但按照三柱理论侧块螺钉钢板仅固定了后柱,而且首尾两枚螺钉容易脱出,是固定的薄弱环节。有研究表明,侧块螺钉钢板固定不适用于骨质疏松及需多节段融合的患者。Seybold应用尸体标本对采用Magerl技术置入的双皮质和单皮质侧块螺钉的安全性、置入区及拔出力进行了比较,发现在应用单皮质侧块螺钉无直接的神经根及椎动脉的损伤,而双皮质侧块螺钉固定时损伤明显增多,神经根的损伤率为17.4%,椎动脉的损伤率为5.4%。在拔出力方面,二者无明显差别。

5. 椎弓根螺钉

1994年Abumi^[7]等人报道了应用颈椎椎弓根螺钉成功治疗13例颈椎损伤的病人,之后的十年里这种形式的颈椎内固定逐渐开始被大家所认识,在他的报道中,Abumi技术第一次记录了如何确定入钉点的选择及方向走行。进针点以靠近侧块中点的外侧方及上关节突下方标志确定。许多研究报道了成功应用颈椎椎弓根螺钉于颈2和颈7,但是在中段颈椎是否应该应用椎弓根螺钉仍然存在争议,因为更为细小的颈椎椎弓根管道对于螺钉的置入是一个较大的挑战。2000年Abumi^[8]对一组应用颈椎椎弓根螺钉的病例做了回顾性研究,180例病人应用了669枚椎弓根螺钉,只有一例术中椎动脉损伤而术后无神经后遗症存留,椎弓根穿孔率仅为6.7%,并且45例中的2例发生了神经根损伤,Abumi得出结论,颈椎椎弓根螺钉的神经血管损伤发生率较低。

此后,又有许多学者将研究重点转移到了如何能够更为准确的置入颈椎椎弓根螺钉上来,努力使之成为更安全的技术。Ludwig^[9]试图根据颈椎后方的解剖形态来确定准确置入螺钉的方法并且以此评价其准确性。之后有人对三种螺钉置入方法进行了比较,第一种方法根据已经确立的颈椎后路解剖标志,第二种方法是将椎间孔切开,第三种方法是计算机辅助导航系统技术。椎弓根皮质穿孔率分别为第一组65.5%、第二组39.6%、第三组10.6%。据此得出,由于颈椎解剖形态的多样性及椎弓根横径大小区别,根据解剖点置入颈椎椎弓根螺钉穿孔率较高,而椎间孔切开的方法只有在颈7中应用有效,计算机辅助导航技术可以更为准确的帮助我们应用颈椎椎弓根螺钉这一技术,除此之外,不考虑技术方面的区别,颈椎椎动脉是最易损伤的结构。随后Ludwig^[10]对Abumi技术及计算机辅助导航技术进行了比较,椎弓根皮质骨的穿孔率分别为18%和12%,无统计学差别,因此得出结论,计算机辅助导航技术并没有提高置钉的准确率,而且并建议增颈椎椎弓根螺钉应避免应用在直径小于4.5mm的椎弓根。由于

Abumi技术需要在椎弓根螺钉置入之前需用高速磨钻将侧块的皮质骨及松质骨去除，Kowalski^[11]对Abumi技术与标准螺钉置入方法进行比较，结果显示在拔出力方面两种技术没有显著区别。椎弓根螺钉为颈椎外伤或疾病的三柱固定提供了一个可供选择的固定方法，但是，它的适应症仍然在不断改进，并且我们依然不确定是否需要冒如此大的风险。

颈2椎弓根螺钉治疗Hangman骨折可以成功避免因保守治疗远期发生的迟发性C2/3 鹅颈畸形^[12]以及前路C1/2植骨融合内固定术后椎弓根出现的畸形愈合^[13]，枢椎椎弓根螺钉固定技术于1964年由Judet首先报告该术式具有创伤小，骨折部位即刻稳定并最大限度保留相邻节段生理功能等优点，其疗效要明显。枢椎椎弓根螺钉固定技术治疗Hangman骨折的适应证可归纳为^{[14] [15] [16]}：(1)移位>3mm，成角>10°者；(2)牵引可复位，但不稳定者。此外，还要求C2/3椎间盘和韧带基本完整，C2/3关节突无脱位以及枢椎体骨质量好等。须注意的是：(1)对斜形骨折，折端加压要适当以免其错位造成脊髓损伤；(2)对伴有C2/3 间盘破裂或移位者不宜行单纯椎弓根螺钉固定，应在后路复位基础上行前路减压和稳定手术；(3)有关节突绞锁者后路手术是惟一的选择；(4)合并齿突骨折可选择前后路分别置入齿突螺钉和椎弓根螺钉，只有在置钉困难情况下才考虑行枕颈融合术。

6. 枕颈融合内固定技术

长期以来，该技术一直被认为是有效治疗各种原因所致枕颈或寰枢椎不稳的主要方法。随着寰枢椎后路固定技术的不断发展，该技术的临床应用呈下降趋势。但在上颈椎后部结构已不够完善的情况下，该技术的实施仍显得十分必要。枕颈钢丝内固定术：枕颈的钢丝内固定能改善枕骨、寰椎及枢椎的稳定性，有效地提高植骨融合率。包括将植骨块固定于枕骨、椎板及棘突上；穿过枕骨、棘突孔固定结扎特殊的Luque棒，Hartshill-Ransford棒。Itoh^[17]于1988年报道了行枕颈融合术同时，采用Luque棒加节段性椎板下钢丝固定技术治疗类风湿病人，获得良好的骨性愈合，这种方法的固定强度大于单纯钢丝法，但对Luque棒的塑形要求较高，且有潜在的危险。张建湘^[18]等对9例陈旧性寰枢椎骨折脱位，用自制Ransford环颅骨下和椎板下钢丝固定，13例随访6个月~4年，神经功能明显恢复，12例枕颈区骨性融合，认为Ransford环在枕颈融合术中能提供较强的固定作用。钢板内固定术：A0侧块钢板设计不仅可以应用于颈椎的后路融合，也被用于枕颈融合术，其上段依靠枕骨的骨皮质至少应用2枚皮质骨螺钉，下段对寰椎的固定，可采用钢丝寰椎后弓结扎法或寰枢椎经关节间隙螺钉内固定，也可采用枢椎椎弓根螺钉内固定；颈3以下采用侧块螺钉内固定法，枢椎采用椎弓根螺钉内固定。李雄等14例上颈椎损伤患者行后路自体髂骨植骨枕颈融合Cervifix内固定术，结果所有病例植骨均融合融合率100%，无1例发生

Cervifix 螺钉及固定棒松动断裂等并发症,术后按 ASIA 分级瘫痪分级明显好于术前,认为 Cervifix 内固定系统能够有效地维持枕颈融合所要求的稳定性,内固定后融合率高。使用过程中发现它也有一些缺点:经关节螺钉内固定时,由于螺钉固定的角度关系需延长切口;当寰枢椎不能复位时,不具备经关节间隙螺钉内固定的基础,为了确保内固定的稳定性,需向下延伸侧块固定节段,扩大了固定范围;内固定技术要求高,有损伤椎动脉和神经组织的可能;不适合有明显骨质疏松的患者。

三、后路内固定的并发症:

90年代以来,国内颈椎坚强内固定技术的应用逐渐增多,给颈椎疾患的治疗带来许多益处,但许多相关并发症尚不能被忽视:(1)椎动脉损伤:C1、2跨关节螺钉、侧块螺钉和前路减压都有可能损伤椎动脉及根动脉。主要原因有椎动脉解剖结构异常、手术操作技术不正确、后路手术钻孔方向不正确等。18%-20%的寰枢椎因椎动脉襻变异使C2椎弓根有效宽度减小而不能放置3.5mm的螺钉。此外5%的寰枢椎虽然可以放置螺钉但椎动脉损伤的危险性较大^{[19] [20]}。侧块螺钉损伤椎动脉的可能性较小^[21]。(2)脊神经根损伤:寰枢椎跨关节螺钉固定时,C2神经根损伤多为术中牵拉软组织造成,颈椎侧块周围重要结构繁杂、解剖变异多,侧块螺钉手术为非直视操作,钻孔和置钉是脊神经根损伤的主要原因。Heller等^[22]报告2例与医源性椎间孔狭窄有关的脊神经根损伤,螺钉置入后,侧块受应力变形致术后椎间孔较术前稍显狭窄,钻孔和置钉的方向、深度是侧块螺钉固定的技术要点。而后许多学者对侧块螺钉的三种置入方法:Roy-Camille, Magerl法和An法进行了比较,临床报道侧块螺钉的神经根损伤率为:Roy-Camille法25%、Magerl法14%、An法7.7%,大多数作者倾向于使用An法置钉^{[23] [24]}。(3)内置物失败:内置物失败包括内置物的松动、移位和断裂,术者对颈椎的解剖结构不熟悉、术中操作不正确造成内置物位置不理想使其失去生物力学功能,导致内置物和骨融合的失败;其他危险因素有年龄、同种异体骨植骨、多节段长钢板、术前颈椎不稳定及损伤的机制不明确、术后外固定、术后外伤等。术前仔细研究影像学资料确定合适的内固定和手术方法、术中正确操作是预防内置物失败的关键。C1、2跨关节螺钉6%-25%位置不理想,1.8%的螺钉太长穿过寰椎侧块致枕颈关节破坏,断钉率为1.9%-8.2%。螺钉松动率为1.9%^{[25] [26]}。侧块螺钉和钢板的松动率1.3%-11.4%; Roy-Camille法的断钉率为0.3%,0.2%的小关节面受损; Magerl法为螺钉和钢板断裂率0~6.8%; An法断钉率为2.6%^{[27] [28]}。(4)相邻节段关节退变:脊柱融合术后邻近节段退行性变的问题则变得越来越突出,已引起人们越来越多的关注。脊柱融合术后融合区邻近节段的退行性病变被称为融合区邻近节段病变(adjacent segment disease, ASD)。其含义较广,可以涵指所有脊柱融合术后融合区邻近节段的异常改变。其中最常见的是融合区邻近节段椎间盘的退行性改变,骨赘形成、关节

突关节增生性关节炎、髓核突出、节段性不稳以及椎管狭窄等也屡有文献报道。临床报道各种内固定术后相邻节段关节退变的发生率为28%~35.7%，出现时间为手术后5~32月^[29]因为脊柱融合术后邻近节段的退行性变可引起临床症状，影响预后，使一些患者不得不再次接受手术治疗，成为脊柱内固定术后的一个潜在长期并发症，因此，已成为基础和临床研究的热点。

参考文献

- [1].Brooks AL, Jenkins EB. Atlanto-axial arthrodesis by the wedge compression method. *J Bone Joint Surg Am*, 1978, 60(3): 279-284.
- [2]. Holness RO, Huestis WS, Howes wJ, et al. Posterior stabilization with an interlaminar clamp in cervical injuries: technical note and review of the long term experience with the method. *Neurosurgery*, 1984, 14(3): 318-322.
- [3]. 张环照, 严照明, 王超平. 应用AI-FIX内固定系统结合后路融合治疗创伤性寰枢椎不稳. *中国骨与关节损伤杂志*, 2007, 22(11): 928-929.
- [4]. 阮永平, 徐荣明, 周雷杰, 等. Apofix夹结合 C1~C2关节突螺钉治疗创伤性寰枢椎不稳. *中国骨与关节损伤杂志*, 2005年, 20(3): 155-166.
- [5].Grob D, Crisco JJ, Panjabi MM , et al. Biomechanical evaluation of four different posterior atlantoaxial fixation techniques. *Spine*, 1992, 17(5): 480-490.
- [6]. 党耕町, 王超, 阎明, 等. 后路寰枢椎侧块钉板固定植骨融合术的临床初探. *中国脊柱脊髓杂志*, 2003, 13(1): 7-10.
- [7].Abumi K, Ito H, Taneichi H, Kaneda K. Transpedicular screw fixations for traumatic lesions of the middle and lower cervical spine: Description of the techniques and preliminary report. *J Spinal Disord* 1994;7:19-28.
- [8].Abumi K, Shono Y, Ito M, et al.: Complications of pedicle screw fixation in reconstructive surgery of the cervical spine. *Spine* 2000, 25:962-969.
- [9]. Ludwig SC, Kramer DL, Balderston RA, et al.: Placement of pedicle screws in the human cadaveric cervical spine. Comparative accuracy of three techniques. *Spine* 2000, 25:1655-1667
- [10]. Ludwig SC, Kowalski JM, Edwards CC, et al.: Cervical pedicle screws: comparative accuracy of two insertion techniques. *Spine* 2000, 25:2675-2681.
- [11].Kowalski JM, Ludwig SC, Hutton WC, et al.: Cervical spine pedicle screws: a biomechanical comparison of two insertion techniques. *Spine* 2000,25:2865-2867.
- [12].Wilson AJ. Marshall RW. Ewarl M. Transoral fusion with internal fixation in a displaced Hangman's fracture. *Spine*, 1999, 24: 295-298.
- [13].Tuite GF, Papadopoulos SM, Sonntag VK Caspar plate fixation for the treatment of complex Hangman's fractures. *Neurosurgery*, 1992, 30: 761-764.
- [14].Borne GM, Bedou GL, Pinaudeau M. Treatment of pedicular fractures of the axis:a clinical study anti screw fixation technique. *J Neurosurg*. 1984. 60: 88-93.
- [15]. Taller S, Suchumel P. Lukas R, et al. CT-guided internal fixation of a Hangman s fracture. *Eur Spine J*, 2000 9: 393-397.

- [16].谭军, 贾连顺, 候黎升, 等. C2椎弓根拉力螺钉选择性治疗Hangman骨折. 中华外科杂志, 2002, 22: 653-656.
- [17].Itoh T, Tsuji H, Kotoh Y, et al. Occipital cervical fusion reinforced by Luques segmental spinal instrumentation for rheuma-toid disease[J]. Spine, 1988, 13: 1234-1238
- [18].张建湘, 江曙, 杨庆国, 等. Ransford环在枕颈融合术中的应用 [J]. 中国骨伤, 2002, 15(5): 265—268.
- [19].Abou Madawi A, Solanki G. Variation of the groove in the axis vertebra for the vertebral artery:implications for instrumentation. J Bone Joint Surg(Br), 1997, 79: 820—823.
- [20].Madawi AA, Casey AT, Solanki GA, et al. Radiological and anatomical evaluation of the atlantoaxial transarticular screw fixation technique. J Neurosurg, 1997, 86: 961—968.
- [21].Wellman BJ, Follett KA, Traynelis VC. Complications of posterior articular mass plate fixation of the subaxial cervical spine in 43 consecutive patients. Spine, 1998, 23: 193—200.
- [22].Heller JG, Carlson GD, Abitbol JJ, et al. Anatomic comparison of the Roy—Camille and Magerl techniques for screw placement in the lower cervical spine. Spine, 1991, 16(10 suppl): 552—557.
- [23].Wellman BJ, Follett KA, Traynelis VC. Complications of posterior articular mass plate fixation of the subaxial cervical spine in 43 consecutive patients. Spine, 1998, 23: 193—200.
- [24].Graham AW, Swank ML, Kinard RE, et al. Posterior cervical arthrodesis and stabilization with a lateral mass plate: clinical and computed tomographic evaluation of lateral mass screw placement and associated complications. Spine, 1996, 21: 323—329.
- [25].Grob D, Jeanneret B, Aebi M, et al. Atlanto—axial fusion with transarticular screw fixation. J Bone Joint Surg(Br), 1991, 73:972—976. Pait TG, McAllister PV, Kaufman HH.
- [26].Farey ID, Nadkarni S, Smith N. Modified Gallie technique versus transarticular screw fixation in C1—C2 fusion. Clin Orthop, 1999, (359): 126—135.
- [27].Swank ML, Sutterlin CE 3rd, Bossons CR, et al. Rigid internal fixation with lateral mass plates in multilevel anterior and posterior reconstruction of the cervical spine. Spine, 1997, 22: 274—282.
- [28].Helle JG, Silcox DH 3rd, Sutterlin CE 3rd. Complications of posterior cervical plating. Spine, 1995, 20: 2442—2448.
- [29].Etebar S, Cahill DW. Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. J Neurosurg 1999;90(Suppl 2):163-169.

致 谢

在论文即将完成之际，特向三年来一直默默关心和帮助我的首长、老师、同学及家人表示衷心的感谢！

首先感谢导师侯铁胜教授。从我选择学位课程、临床培训、科研选题和研究直至撰写论文，您都给予了辛勤的指导和无微不至的关心和帮助，使我能够顺利地完成学业。您孜孜不倦、永无止境的工作态度和干净利落、勇闯禁区、精心细致的工作作风使我终生受益；您敏锐的科研思路，一丝不苟的科学精神、渊博的知识和高尚的医德医风，令我由衷敬佩，是我今后学习、工作和生活的楷模。

感谢赵杰教授、沈洪兴教授、傅强教授、何大为教授和栗景峰、白玉树等各位尊敬的老师，您们的悉心的指导、严格的要求让我顺利地完成临床培训，使我逐步成长为一名合格的临床医生。生活中你们用亦师亦友关心温暖着我，让我感受到无限的快乐和温馨。

感谢马辉、陈志明、徐浩、袁建东、刘爱刚、李忠海、刘碧峰等师兄们给予我工作中的指导和生活中的帮助，使我三年的学习、工作和生活充满了多彩、难忘的回忆。

衷心感谢各位专家教授在百忙之中惠览此论文，敬请批评指正。