

文章编号:1004-7220(2017)05-0393-08

· 论 著 ·

## 建立人体头颈动力学有限元模型和验证

郭迎福<sup>1</sup>, 何鸿曦<sup>1</sup>, 牛文鑫<sup>2</sup>, 蔡志华<sup>1,3</sup>

(1. 湖南科技大学 机电工程学院,湘潭 411201;2. 同济大学附属上海市养志康复医院(上海市阳光康复中心),上海 201619;

3. 湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室,长沙 410082)

**摘要:** **目的** 建立符合解剖结构的头颈三维动力学有限元模型,研究冲击力作用下头颈部动力学响应。**方法** 采用中国成年男性志愿者颈部 CT 扫描图像,获取颈椎三维点云数据,通过有限元前处理软件 ICEM-CFD 和 HyperMesh 建立颈部有限元模型。模型包括椎骨、椎间盘、小关节、韧带和软骨等组织,结合已建立并验证的头部有限元模型,装配成具有详细解剖结构的人体头颈部有限元模型。**结果** 模型参考公开发表的头颈部轴向冲击实验数据进行验证,其颈部变形、头部加速度、接触力曲线以及损伤部位与实验数据吻合较好。**结论** 动力学三维有限元模型可用于汽车安全、运动学损伤等领域人体头颈部的动态响应和损伤机制研究。

**关键词:** 有限元模型; 颈部损伤; 头部加速度; 模型验证; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.05.001

## Establishment and validation of a dynamic finite element model of human head-neck

GUO Ying-fu<sup>1</sup>, HE Hong-xi<sup>1</sup>, NIU Wen-xin<sup>2</sup>, CAI Zhi-hua<sup>1,3</sup> (1. College of Electromechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, China; 2. Shanghai Yangzhi Rehabilitation Hospital (Shanghai Sunshine Rehabilitation Center), Tongji University School of Medicine, Shanghai 201619, China; 3. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha 410082, China)

**Abstract: Objective** To construct a three-dimensional (3D) dynamic head-neck finite element model which accords with the anatomical structure, and study its dynamic responses under the external force. **Methods** By using the neck CT images of a Chinese adult male volunteer and obtaining the 3D cervical point cloud data, the finite element model of cervical spine was established using ICEM-CFD and HyperMesh software. This model, including vertebrae, intervertebral discs, facet joints, ligaments and cartilage tissues, and combining with the established and verified head finite element model, was assembled as human head-neck finite element model with detailed anatomical structures. **Results** The model was validated by data of head-neck axial impact experiments reported in previously published literature. The simulation results showed that the neck deformation, head acceleration, head force and injury positions were preferably consistent with the experimental data. **Conclusions** The established 3D dynamic finite element model can be used to study head-neck dynamic responses and damage mechanism in the fields of traffic safety and impact injuries.

**Key words:** Finite element model; Neck injury; Head acceleration; Model validation; Biomechanics

收稿日期:2016-12-15; 修回日期:2017-01-14

基金项目:博士后面项目(2016M592421),国家自然科学基金项目(51405153),湖南省科技支撑计划重点项目(2015NK3031),湖南省重点研发计划(2016GK2077),湖南省教育厅重点项目(17A068)。

通信作者:蔡志华,讲师, E-mail: caizhijhua003@163.com。

近半个世纪来,国内外学者对人体颈部动力学响应与损伤进行了大量的实验研究,主要包括机械假人实验<sup>[1-2]</sup>、尸体实验<sup>[3]</sup>、志愿者实验<sup>[4-5]</sup>。机械假人实验模型结构简单、生物逼真度低,目前主要用于整车与汽车零部件安全性评价。尸体实验和志愿者实验的生物逼真度较高,但由于实验成本高、重复性差以及伦理因素等问题,目前开展较为困难。有限元仿真方法具备了实验成本低、可重复性、结果准确等优点,目前已经作为人体损伤生物力学的重要研究方法,而开发高精度、高质量和高生物逼真度的颈部有限元模型是保障有限元实验结果准确的重要前提。

目前,国内外多位学者开发了有效的人体颈部有限元模型用于颈部损伤研究,其中的代表性模型参考文献<sup>[6-9]</sup>。国内机构也开展了相应的研究,建立了人体颈部有限元模型,并对模型进行了有效性验证,利用各自模型开展了不同工况下的颈部生物力学响应与损伤研究<sup>[10-16]</sup>。

虽然研究人员利用上述模型在研究颈椎动态响应与损伤机制方面已取得了大量研究成果,但已建立的颈部模型中大多数只能模拟椎骨的受力和运动情况,对椎间盘、小关节、颅脑等结构简化较多,很难准确模拟头颈联合响应以及椎间盘、关节软骨等部位的受力情况。

本文根据头颈的解剖结构以及冲击作用下的头颈联合响应、椎间盘均匀受力及关节软骨分散压力等受力特性,建立了能模拟上述力学特性的头颈部有限元模型。同时,根据中国人50百分位的颈部CT图像,建立具有详细解剖结构的颈部有限元模型,利用该模型模拟 Nightingale 等<sup>[17]</sup>头颈部尸体轴向冲击实验。结果表明,仿真结果与实验数据基本相符,所建模型可用于颈部生物力学响应与损伤研究。

## 1 材料与方法

### 1.1 颈部模型建立

颈部模型以中国35岁50百分位成年男性志愿者(身高170 cm,体重65 kg)为样本,进行颈部CT扫描,扫描层厚度为0.6 mm,断层图片为760张,CT图像储存为DICOM格式。然后利用医学三维重建软件Mimics 17.0,提取DICOM图像信息,得到各截

面椎骨图像。运用二值化法、灰度算法和人工修正等方法处理椎骨图像,建立高精度的椎骨图像标记层,并运用三维算法生成三维点云数据。最终将三维点云数据导入3-Matic软件中再处理,生成几何曲面模型并以IGES格式储存。几何重建的椎骨包括3个部分:上颈椎(寰椎、枢椎)、下颈椎(C3~7颈椎)和胸椎T1[见图1(a)]。

利用上述已建立的几何模型导入ICEM CFD中,生成相应的点、线、面元素。然后运用网格投影原理和由下至上划分网格的方法,创建与椎骨拓扑结构相吻合的块,并将几何模型的点、线、面与块逐个关联后,最终生成椎骨网格。

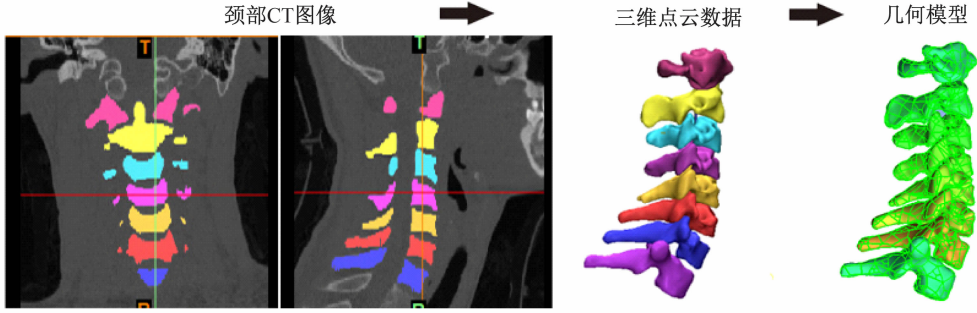
颈部模型包括椎骨、椎间盘、小关节、韧带等部分。椎骨模型包括皮质骨、松质骨、终板和终板软骨等,皮质骨平均厚度为1.5 mm<sup>[11]</sup>,终板平均厚度为0.5 mm<sup>[18]</sup>,终板软骨平均厚度为1.0 mm<sup>[19]</sup>。椎间盘分为髓核和纤维环,髓核位于椎间盘的中央,纤维环位于椎间盘外部环绕着髓核,在横切面上排列成同心环状,由纤维环基质与加强纤维薄膜共同组成。纤维环基质由六面体单元组成,共5层;加强纤维薄膜由5对同心壳网格组成,以 $\pm 25^\circ \sim \pm 45^\circ$ 角沿纤维环径向由外至内逐渐变化,并与纤维环基质共节点组成纤维环[见图1(b)]。

韧带附着于骨骼的可活动部分,同时限制其活动范围,用弹簧单元模拟韧带。模型包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、翼韧带、棘上韧带、棘间韧带、横突间韧带、寰枕横韧带、寰枕后膜、寰枕后韧带以及关节囊韧带。小关节包括关节软骨和关节囊韧带。关节软骨附在小关节面上,由一层六面体单元模拟,关节囊韧带用弹簧单元模拟。完整颈部模型共包含275 801个节点和381 654个六面体单元[见图1(b)]。

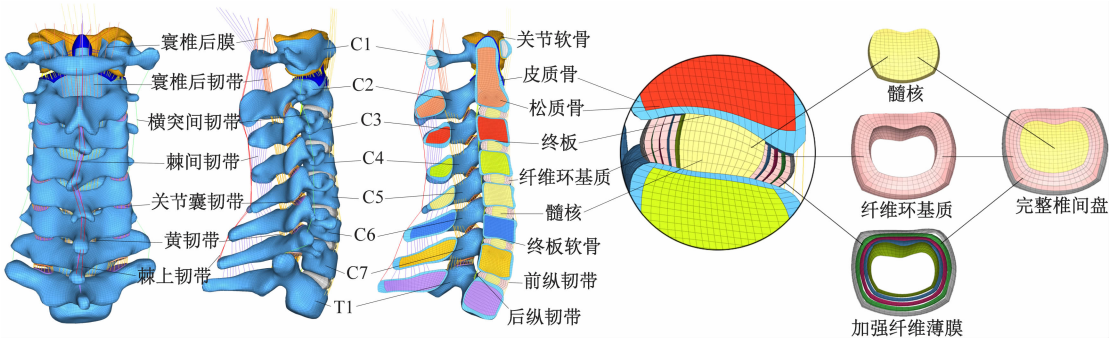
### 1.2 头颈材料本构与参数

研究表明,当骨骼的应变超过屈服应变后会产生塑性变形,同时会发生骨折等情况。本文考虑到仿真冲击较大,可能会出现椎骨骨折等情况。以双线性曲线弹塑性材料模拟骨骼,其具体材料特性见表1。终板以Cowper-Symbols乘子的幂函数塑性材料模拟,其强度定义为皮质骨的 $1/3$ <sup>[20]</sup>。

髓核含水量高达70%~90%,其材料特性采用黏弹性材料模拟;纤维环基质主要由胶原纤维组成,



(a) 颈椎几何建模流程



(b) 颈椎和椎间盘有限元模型

图1 颈部几何模型和有限元模型

Fig.1 Geometric model and finite element model of the neck (a) Geometric modeling process of the cervical vertebra, (b) Finite element model of the cervical vertebra and intervertebral disc

表1 成人男性颈椎椎骨材料参数<sup>[20-21]</sup>

Tab.1 Material parameters of the neck bone for adult male

材料	密度/ (g · cm <sup>-3</sup> )	弹性模量/ GPa	泊松比	屈服极限/ MPa	切线模量/ GPa	硬化 参数	C-S 模型		塑性失效/ %
皮质骨	1.83	16.70	0.3	60.0	0.80	0.1	2.5	7	2
松质骨	1.00	0.29	0.3	2.2	0.04	0.1	2.5	7	3

其材料特性用弹性材料模拟;加强纤维薄膜以复合材料模拟,其材料特性参考 Holzapfel 等<sup>[22]</sup> 的纤维环加强纤维薄膜单轴拉伸实验数据,应力( $\sigma$ )-应变( $\varepsilon$ )曲线见图2。

软骨承受张力负荷时,其硬度、强度与关节软骨面有密切关系,故软骨与椎骨也采用共节点连接,保证力传递准确,其材料特性用弹性材料模拟。各组织的详细材料特性和单元属性见表2。

韧带主要承受拉应力,其强度与加载方向的纤维数有关。本文参考 Yoganandan 等<sup>[25]</sup> 韧带拉伸实验得出的力学特性,数据显示韧带的应力-应变曲线

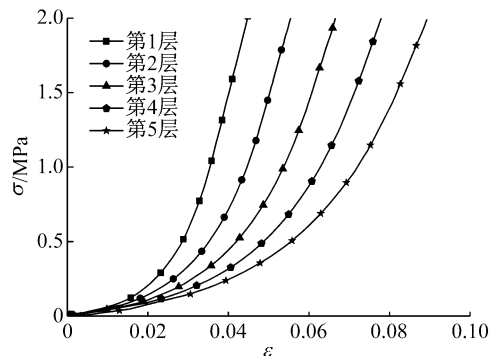


图2 加强纤维薄膜应力-应变曲线

Fig.2 Stress-strain curves for annulus fibrosus fibres

表2 成人男性颈部材料参数

Tab.2 Material parameters of the neck for adult male

材料	单元类型	材料模型	$\rho/(g \cdot cm^{-3})$	$E/MPa$	$\mu$	$k$	$G_s/MPa$	$G_l/MPa$	$K/GPa$	$n$
终板 <sup>[20]</sup>	壳单元	幂定律塑性	1.83	5 567	0.3	146.9				0.277 2
终板软骨 <sup>[23]</sup>	壳单元	各向同性弹性	1.68	25	4					
髓核 <sup>[10]</sup>	六面体	黏弹性					2	1.4	2.2	
纤维环基质 <sup>[24]</sup>	六面体	各向同性弹性	1.20	3.4	0.49					
小关节软骨 <sup>[23]</sup>	壳单元	各向同性弹性	1.68	10	0.4					

注: $\rho$ 为密度, $E$ 为弹性模量, $\mu$ 为泊松比, $k$ 为强化系数, $n$ 为硬化指数, $K$ 为体积模型, $G_s$ 为短效剪切模量, $G_l$ 为长效剪切模量

在屈服点前呈线性,可近似为线弹性材料,因此,以线弹性材料模拟韧带在张力载荷作用下的力学特性,单个韧带中的弹簧单元为并联关系,其弹性系数之和为单个韧带的弹性系数。各韧带弹性系数分别为:前纵韧带 21.34、后纵韧带26.42、黄韧带 26.78、棘间韧带 10.04、棘上韧带37.86、寰枕横韧带 17.36、翼韧带 35.80、寰枕后韧带26.42、关节囊韧带 16.64、寰枕后膜 9.03、横突间韧带 19.96,单位 N/mm。

### 1.3 模型验证

头部模型采用毛征宇等<sup>[26]</sup>建立且验证的具有详细解剖结构的人体头部有限元模型,主要由硬骨组织、脑组织与软组织 3 个部分组成。模型共包含 95 997 个节点、120 818 个六面体单元,总质量约为 4.2 kg,均采用共节点连接方式,并与上述所建颈部模型装配成头颈部有限元模型。本文以 Nightingale 等<sup>[17]</sup>和 Camacho 等<sup>[27]</sup>报道的无肌肉组织头颈部尸体轴向冲击实验数据为依据,对头颈部模型进行有效性验证。

Nightingale 等<sup>[17]</sup>采用 11 个死亡不久并保留了完整颈椎的人头颈部尸体为样本,进行轴向冲击实验。样本去除了肌肉和头皮组织,保留韧带组织。将样本固定在坠落悬挂系统上,分别以不同的高度坠落撞击与水平面成  $-15^\circ$ 、 $0^\circ$ 、 $15^\circ$  刚性平面。采用压力装置在 T1 胸椎的下平面加载 16 kg 质量,模拟躯干对颈椎的影响,测力传感器测量头部与冲击面发生碰撞时的冲击力,加速度传感器测量头部加速度。本文用建立的中国人 50 百分位头颈部有限元模型模拟该实验工况,对比头-平面接触力、头部加速度以及碰撞过程的响应形态,验证所建模型的有效性。

对头颈部有限元模型进行刚性平面与水平面成  $-15^\circ$ 、 $0^\circ$ 、 $15^\circ$  3 种不同工况的仿真。仿真的边界和加载条件为:头颈部模型置于 1 g 重力场中,头部与刚性平面距离 1 mm,初始速度为 3.2 m/s,加速度为  $9.81 m/s^2$ 。约束胸椎 T1,令其只能在上下方向运动,并在 T1 上附加 16 kg 质量,模拟躯干对头颈部跌落运动的影响。加速度传感器、接触力传感器位置与实验相同(见图 3)。

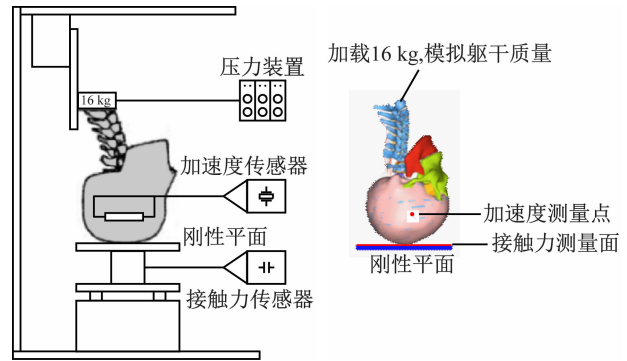


图3 实验加载与仿真加载对比图

Fig.3 Contrast diagram of experimental loading and simulation loading

## 2 结果

图 4 所示为人体头颈部分别碰撞  $-15^\circ$ 、 $0^\circ$ 、 $15^\circ$  刚性平面的仿真和实验响应对比结果。前 3 ms 颈椎没有发生明显变形,第 6 ms 时 C1 开始出现明显变形,第 9 ms 由于压力作用颈椎开始出现较明显的变形。在  $-15^\circ$  刚性平面实验中,从第 9 ms 开始 C1~4 呈现伸展模式,C5~7 呈现屈曲模式,颈椎整体呈 S 型变形; $0^\circ$  刚性平面实验响应与  $-15^\circ$  刚性平面实验相似,颈椎上端呈现伸展模式,下端呈现屈曲

模式,但其头部向前运动相对较小,故S型变形不明显。由于原文未给出 $0^\circ$ 刚性平面实验变形图,故只给出了仿真结果; $15^\circ$ 刚性平面实验中,其响应与 $-15^\circ$ 、 $0^\circ$ 刚性平面实验不同,当头部撞击 $15^\circ$ 刚性平面时,头部受到向后的作用力,并向后方运动,颈椎整体呈现屈曲变形,其中C3~6的变形量最大。综上所述,该头颈模型在 $-15^\circ$ 、 $0^\circ$ 、 $15^\circ$ 3种不同条件下的仿真运动趋势与实验结果吻合。

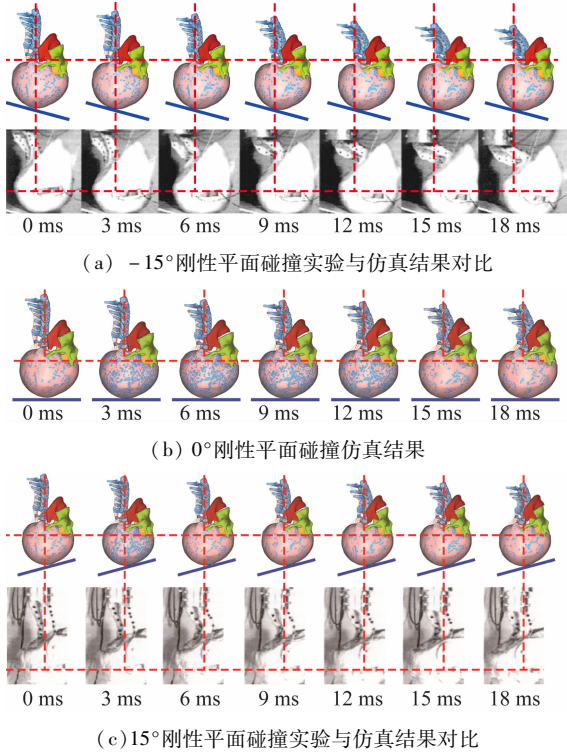


图4 头颈部碰撞实验与仿真颈部响应对比图

Fig. 4 Contrast diagram of head-neck drop test and simulated neck responses (a) Comparison of  $-15^\circ$  rigid plane collision test and simulation results, (b)  $0^\circ$  rigid plane collision simulation results, (c) Comparison of  $15^\circ$  rigid plane collision test and simulation results

图5所示为头部碰撞力和加速度仿真曲线与实验曲线的对比结果。头部碰撞力曲线与实验曲线吻合较好。从0 ms开始,头部在初速度与重力加速度共同作用下与刚性平面发生碰撞;2~3 ms,头部与刚性平面的接触力达到最大,同时骨骼在此过程中产生屈服开始塑性变形,接触力减小;5~6 ms,接触力再次增大。对比图4碰撞响应图发现,由于该时刻附在T1上的16 kg质量在重力影响下开始下压,颈椎发生明显变形并将力传递到头部,故导致接触

力再次增大。之后头颈系统开始自由振动,接触力逐渐降低。此外,头部加速度仿真曲线基本落在实验区间内,与实验曲线吻合较好。部分时刻仿真曲线与实验曲线有少许偏差,推测是由于头部形态、测量点差异以及实验误差造成的。

对颈椎主要部件(椎骨和椎间盘)的应力分布情况进行观察。Holzapfel等<sup>[22]</sup>通过纤维环加强纤维薄膜单轴拉伸实验发现,椎间盘纤维环整体的力学特性基本由纤维环加强纤维薄膜确定,故本文以Von Mises应力作为主要指标,对加强纤维薄膜和椎骨的应力分布情况进行观察。

如图6所示,3种工况下加强纤维薄膜应力的变化趋势基本一致,应力主要集中在第5和第4层薄膜的后侧,说明椎间盘的受力区域集中在椎间盘的外侧后方区域。产生的原因是椎骨前侧受拉、后侧受压,导致椎间盘前侧受拉应力,前纵韧带通过对抗此拉力以缓解椎间盘的前侧受力。椎间盘最大应力均出现在C7~T1椎间盘,其次在C3~4和C4~5椎间盘上。同时,椎骨应力也主要集中在C2~5和C7椎体区域,这是由于椎骨C7和椎间盘C7~T1是承受T1上16 kg质量的第1个区域,C3~6椎间盘则是由于其变形量最大,应力更为集中。 $0^\circ$ 和 $15^\circ$ 工况下,C3、C4的横突区域出现了较大应力,是由于C3、C4相对运动较大,横突间韧带为对抗椎骨的相对运动对横突区域施加拉力导致。由此可知,轴向冲击过程中C3~4、C4~5、C7~T1椎间盘和C2~5、C7椎体区域是易损伤部位。

### 3 讨论

本文结合解剖结构建立了精确的人体头颈部有限元模型。该模型弥补了目前大部分已有人体头颈部模型在解剖结构上对头颈联合响应、椎间盘、加强纤维薄膜等简化较为严重的问题,颅脑模型简化为只有颅脑形状的一个整体模型,未对脑组织进行区分,皮质骨用四面体单元代替六面体单元,不能准确反映皮质骨的厚度以及受力特征。

Holzapfel等<sup>[22]</sup>认为,加强纤维薄膜是椎间盘纤维环的重要组成部分,对纤维环的力学特性有显著的影响。本模型以CT图像和解剖形态为依据,椎间盘包括髓核、纤维环基质和加强纤维薄膜,加强纤维薄膜以 $\pm 25^\circ \sim \pm 45^\circ$ 角沿纤维环径向由外至内逐

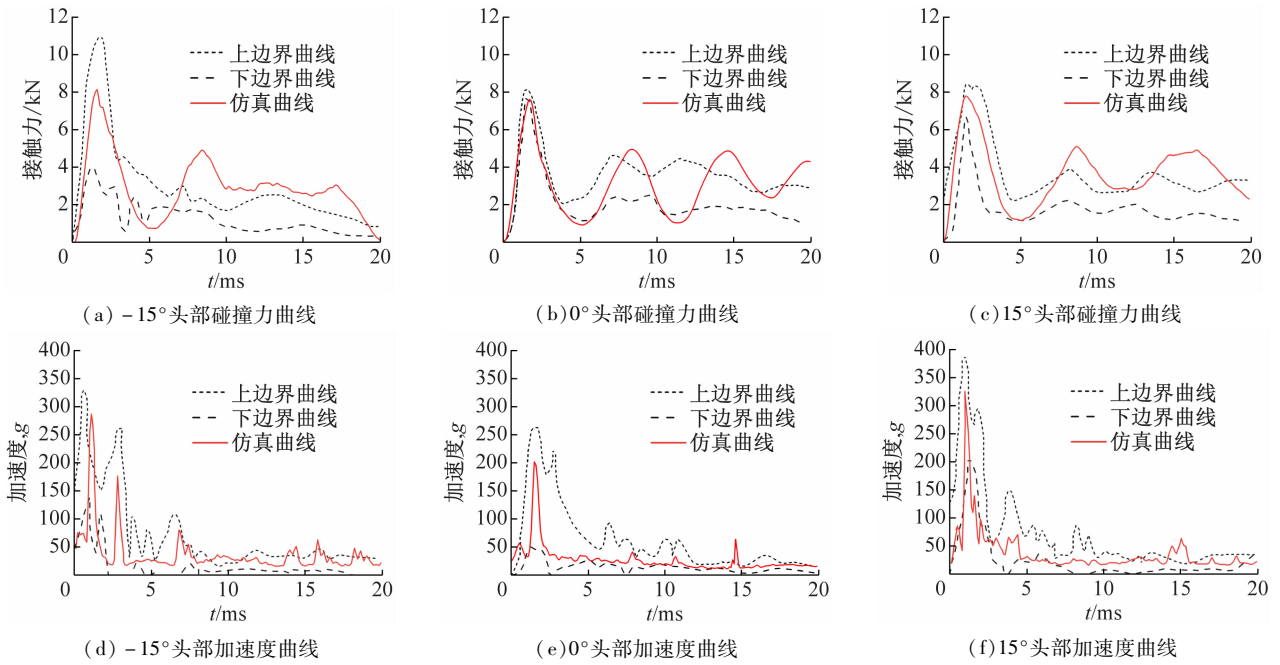


图5 头部碰撞力和加速度仿真曲线与实验曲线对比

Fig. 5 Contrast of head force and acceleration simulation curve with experimental curve (a) -15° head force curve, (b) 0° head force curve, (c) 15° head force curve, (d) -15° head acceleration curve, (e) 0° head acceleration curve, (f) 15° head acceleration curve

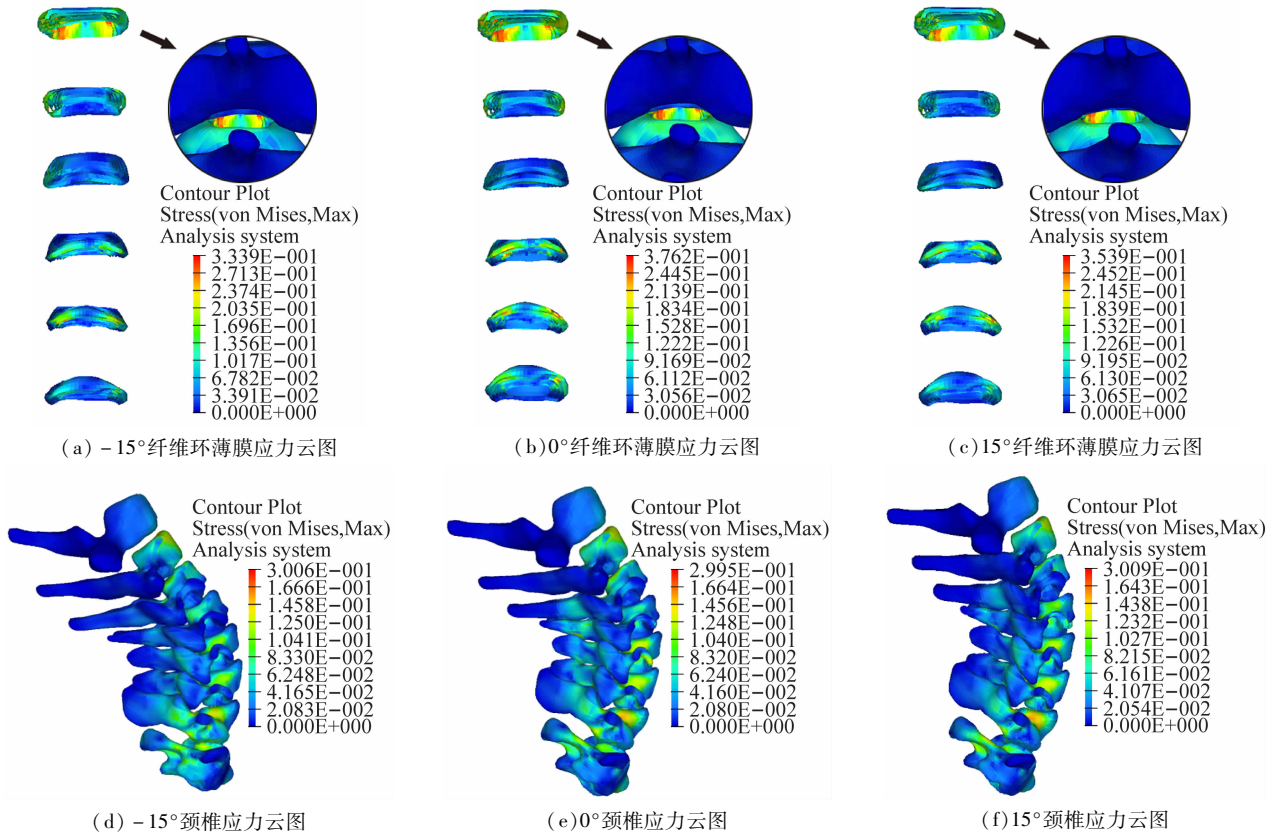


图6 纤维环加强纤维薄膜和颈椎应力

Fig. 6 Stress of annulus fibrosus fibers and vertebrae (a) -15° annulus fibrosus fiber stress, (b) 0° annulus fibrosus fiber stress, (c) 15° annulus fibrosus fiber stress, (d) -15° cervical vertebra stress, (e) 0° cervical vertebra stress, (f) 15° cervical vertebra stress

渐变化。颈椎的皮质骨与松质骨均为六面体单元,骨骼厚度与 CT 图像中骨骼厚度吻合,颈部模型整体仿真度较高。具有精确解剖结构的头部有限元模型可以较好模拟头部在冲击、跌落等载荷下的生物力学响应<sup>[26]</sup>。因此,本模型采用已验证并有详细解剖结构的颅脑模型,模型由硬骨组织、脑组织、软组织组成,其中硬骨组织包括颅骨、面骨、下颌骨,软组织包括硬脑膜、脑脊液、软脑膜、大脑镰、小脑幕、胼胝体,脑组织包括大脑、小脑、脑干。头颈模型整体采用共节点连接的方式,替代现有模型用定义接触的方式连接椎骨与椎间盘、关节软骨等,弥补了模型不能反映椎间盘受力均匀、关节软骨分散压力等特性以及计算过程容易出现不收敛和不稳定等缺陷。

本文采用体外实验与模型仿真对比的验证方法,选用了经典且公认较好的体外实验——Nightingale 等<sup>[17]</sup>的头颈部尸体轴向冲击实验作为验证实验。从实验与仿真对比结果来看,所建头颈部有限元模型能够有效地反映人体头颈部的生物力学响应。在 3 种不同工况下,本模型的运动趋势与实验一致,头部碰撞力和头部加速度曲线基本落在实验区间内。在部分时刻,本模型的头部碰撞力曲线和头部加速度曲线与实验存在一定误差。推测导致该结果的原因是:实验采用的尸体样本年龄普遍偏大,甚至存在 60~75 岁尸体样本,且实验样本都为外国人,而本文模型选取的是 1 名 35 岁中国健康男性志愿者 CT 图像数据。同时,本模型在建立过程中存在一定的简化,所选取的材料属性来源于有限的文献报道,而且不同样本之间的几何特性和材料属性也存在差异,以及可能存在实验测量点、传感器误差等。本文仿真结果与 Nightingale 等<sup>[17]</sup>的实验结果以及 Camacho 等<sup>[27]</sup>和 Zhang 等<sup>[28]</sup>的仿真结果比较,总体趋势是一致的。因此,本文所建模型能够正确地反映人体头颈部的生物力学响应。

本模型准确地反映了实验过程中的应力分布情况。在 3 种不同实验工况下,椎间盘的最大应力均出现在 C7~T1 椎间盘上,其次是 C3~4 和 C4~5 椎间盘。椎间盘最大应力比椎骨最大应力略大,说明椎间盘在颈椎运动与受力方面起了关键性的作用。椎骨应力则集中在 C2~5 和 C7 椎骨上,提示这些部位发生损伤的可能性最大。Nightingale 等<sup>[17]</sup>的实验统计结果表明,样本损伤大部分发生在

C2~5 椎骨以及其椎间盘上,证明仿真结果与实验描述一致。

本文建立的头颈部有限元模型能够正确反映人体头颈部的生物力学响应。在 3 种不同工况下,其展现的整体运动趋势、头部碰撞力、头部加速度以及应力分布情况与实验结果相比,总体趋势一致。模型可用于颈部椎体、椎间盘、加强纤维薄膜、小关节以及韧带的生物力学研究,在汽车安全人体损伤、运动学损伤以及医学治疗等领域具有一定的应用价值。

人体头颈部结构极其复杂。本文所建模型尽可能真实地模拟了人体头颈部的几何特性和材料属性,但仍然有待进一步完善。因为肌肉组织材料属性的设定非常复杂,为减少仿真的影响因素,本文仅验证无肌肉组织的头颈有限元模型。颈椎中的血管、关节中的关节液对颈椎响应的影响也未予考虑,主要是缺少相应的数据,故模型构建以及材料属性设定等均没有依据。因此,为了更准确地反映人体头颈部的生物力学响应,建议后续的研究考虑把肌肉、血管、关节液等组织加入到模型中,并采用多种方法、多组实验进行验证,以提高模型的可靠性。

## 参考文献:

- [1] IVANCIC PC, XIAO M. Understanding whiplash injury and prevention mechanisms using a human model of the neck [J]. *Accid Anal Prev*, 2011, 43(4): 1392-1399.
- [2] CARLSSON A, CHANG F, LEMMEN P, et al. Anthropometric specifications, development, and evaluation of evarid: A 50th percentile female rear impact finite element dummy model [J]. *Traffic Inj Prev*, 2014, 15(8): 855-865.
- [3] STEMPER BD, YOGANANDAN N, PINTAR FA, et al. Physical effects of ejection on the head-neck complex: Demonstration of a cadaver model [J]. *Aviat Space Envir Med*, 2009, 80(5): 489-494.
- [4] EWING CL, THOMAS DJ, BEELER GW, et al. Dynamic response of the head and neck of the living human to  $G_x$  impact acceleration [C]//Proceedings of 12th Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE, 1968.
- [5] DAVIDSSON J, DEUTSCHER C, HELL W, et al. Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions [J]. *J Crash Prev Injury Control*, 1998, 2(4): 319-333.
- [6] HALLDIN PH, BROLIN K, KLEIVEN S, et al. Investigation of conditions that affect neck compression-flexion injuries

- using numerical techniques [J]. *Stapp Car Crash J*, 2000, 44(3): 127-138.
- [7] PRAMUDITA JA, UJIHASHI S, ONO K, *et al.* Analysis of intervertebral strain response during rear impact using head-neck finite element model [C]//*Proceedings of 6th World Congress of Biomechanics*. Singapore: WCB, 2010: 354-357.
- [8] WHITE NA, DANIELSON KA, GAYZIK FS, *et al.* Head and neck response of a finite element anthropomorphic test device and human body model during a simulated rotary-wing aircraft impact [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(11), doi: 10.1115/1.4028133.
- [9] SHATERI H, CRONIN DS. Out-of-position rear impact tissue-level investigation using detailed finite element neck model [J]. *Traffic Inj Prev*, 2015, 16(7): 698-708.
- [10] 杨匡匡, 姚剑峰. 人体颈部动力学响应分析有限元模型的建立和验证[J]. *湖南大学学报(自然科学版)*, 2003, 30(4): 40-46.
- [11] 曹立波, 莫波, 卢畅. 基于CT图像颈椎有限元模型的建立及验证[J]. *湖南大学学报(自然科学版)*, 2009, 36(1): 24-29.
- [12] DU DY, SONG XW, SUN XY, *et al.* Development and validation of a finite element model of human cervical spine based on the head-neck drop test [J]. *Adv Mater Res*, 2014, 934: 14-19.
- [13] ZHANG JG, WANG F, ZHOU R, *et al.* A three-dimensional finite element model of the cervical spine: An investigation of whiplash injury [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2011, 49(2): 193-201.
- [14] 吕文乐, 阮世捷, 李海岩, 等. 6岁儿童全颈有限元模型的构建及验证[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 95-101.  
 LÜ WL, RUAN SJ, LI HY. Development and validation of finite element model for the 6-year-old pediatric neck [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 95-101.
- [15] 邓真, 王辉昊, 牛文鑫, 等. 正常人下颈椎 C4~7 节段三维有限元模型的建立与验证[J]. *生物医学工程学杂志*, 2016, 33(4): 652-658.
- [16] 胡晓晖, 洪翔, 何冰凡, 等. 基于 Simpleware 全颈椎三维有限元模型的构建与分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 530-535.  
 HU XH, HONG X, HE BF, *et al.* 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.
- [17] NIGHTINGALE RW, MCELHANEY JH, RICHARDSON WJ, *et al.* Dynamic responses of the head and cervical spine to axial impact loading [J]. *J Biomech*, 1996, 29(3): 307-318.
- [18] 任先军, 彭城. 椎体终板形态与椎间盘营养的关系[J]. *中国矫形外科杂志*, 2002, 9(7): 705-706.
- [19] 张帆, 吕飞舟, 王洪立, 等. 颈椎终板生物力学与终板形态学及椎间盘退变的关系[J]. *国际骨科学杂志*, 2012, 33(6): 358-361.
- [20] PANZER B, MATTHEW. Numerical modelling of the human cervical spine in frontal impact [D]. Waterloo: University of Waterloo, 2006.
- [21] YANG KH, HU J, WHITE NA, *et al.* Development of numerical models for injury biomechanics research: A review of 50 years of publications in the Stapp Car Crash Conference [J]. *Stapp Car Crash J*, 2006, 50: 429-490.
- [22] HOLZAPFEL GA, SCHULZE-BAUER CAJ, FEIGL G, *et al.* Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2005, 3(3): 125-140.
- [23] FREEMAN MAR. Strength of biological materials [J]. *Q Rev Biol*, 1970, 46(2): 582.
- [24] WAGNER DR, LOTZ JC. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus [J]. *J Orthop Res*, 2004, 22(22): 901-909.
- [25] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR FA. Biomechanics of the cervical spine. Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(1): 1-27.
- [26] 毛征宇, 李泽民, 牛文鑫, 等. 不同载荷作用下头部生物力学响应仿真分析[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 532-539.  
 MAO ZY, LI ZM, NIU WX, *et al.* The simulation analysis on biomechanical responses of human head under different loading conditions [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(6): 532-539.
- [27] CAMACHO DLA, NIGHTINGALE RW, MYERS BS. Surface friction in near-vertex head and neck impact increases risk of injury [J]. *J Biomech*, 1999, 32(3): 293-301.
- [28] ZHANG QH, TEO EC, HONG WN. Development and validation of a C0-C7 FE complex for biomechanical study [J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(5): 729-735.