

文章编号:1004-7220(2020)01-0083-07

汽车后碰撞时人体头颈部的动力学响应及损伤分析

崔普东^{1a,2}, 安美文^{1b,2}, 张绪树^{1b}, 郭媛^{1b}

(1.太原理工大学 a 机械与运载工程学院, b 生物医学工程学院, 太原 030024; 2. 山西省材料强度与结构冲击重点实验室, 太原 030024)

摘要:目的 建立基于人体解剖学结构的精细化头颈部有限元模型,研究不同后碰撞速度下颈部损伤。方法 该模型以人体头颈部 CT 扫描图像为基础,利用 Mimics 进行三维骨重建,通过 HyperMesh 完善颈部三维实体韧带、小关节等组织,并进行网格划分。生成的模型包括头部、8 节椎骨(C1~T1)、6 个椎间盘(包括纤维环、髓核和上下软骨终板)、小关节(包括软骨和关节囊韧带)、韧带、肌肉等结构,最后在有限元后处理软件中完成模型验证与后碰撞计算。结果 分别对模型进行轴向冲击、前后屈伸和侧屈模拟并与实验数据对比,验证模型的有效性,并进行速度为 20、40、60、80 km/h 后碰撞计算。在 20 km/h 速度下,颈部无损伤出现,在 40、60、80 km/h 速度下,最早出现损伤的都是韧带。随着速度增加,颈部各组织受力不断增大。速度为 80 km/h 时,颈椎的密质骨、松质骨和纤维环最大应力分别为 226.4、11.5、162.8 MPa,当韧带应变达到极限时,开始出现撕裂。结论 所建头颈部有限元模型具有较高的生物仿真度和有效性,可用于交通事故中颈部损伤分析的研究,在一定程度上有助于颈椎损伤的诊断、治疗和预防。

关键词:有限元模型;模型验证;颈部损伤;动力学响应;后碰撞

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.01.017

Dynamic Response and Damage Analysis of Human Head and Neck in Automobile Rear Impact

CUI Pudong^{1a,2}, AN Meiwen^{1b,2}, ZHANG Xushu^{1b}, GUO Yuan^{1b}

(1. a. College of Mechanical and Transportation Engineering, b. College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China; 2. Shanxi Key Laboratory of Material Strength and Structural Impact, Taiyuan 030024, China)

Abstract: Objective To establish the precise finite element model of the head and neck based on human anatomical structure, so as to study neck injuries caused by rear impact at different speeds. **Methods** The model was based on CT scan images of the head and neck of human body. The Mimics software was used to reconstruct the three-dimensional (3D) bone, and the 3D solid ligaments, small joints and other tissues of the neck were improved and meshed by HyperMesh. The generated models included the head, 8 vertebrae (C1-T1), 6 intervertebral discs (annulus, nucleus pulposus and upper and lower cartilage endplates), facet joints (cartilage and joint capsule ligaments), ligaments, muscles, etc. Finally, the model verification and post-collision calculation were completed in the finite element post-processing software. **Results** The simulation results of the models under axial impact, front and back flexion and lateral flexion were compared with the experimental data to verify the effectiveness of the model. Then post-collision simulation at the speed of 20, 40, 60 and 80 km/h was

收稿日期:2019-01-21; 修回日期:2019-03-07

基金项目:国家自然科学基金项目(31870934,11372208,11472185)

通信作者:安美文,教授, E-mail:meiwen_an@163.com

conducted. At the speed of 20 km/h, there was no damage to the neck. At the speed of 40, 60 and 80 km/h, the ligament was the first to be damaged. As the speed increased, the stress on tissues of the neck increased continuously. At the speed of 80 km/h, the maximum stresses of the dense bone, cancellous bone and annulus of the cervical vertebrae were 226.4, 11.5, and 162.8 MPa, respectively. When the ligament strain reached the limit, tearing began to occur. **Conclusions** The finite element model of the head and neck established in this study has high bionics and effectiveness, and can be used for studying neck injury analysis in traffic accidents, which is helpful for the diagnosis, treatment and prevention of cervical spine injury to a certain extent.

Key words: finite element model; model validation; neck injury; dynamic response; post-collision

在世界范围内,车祸中发生的鞭打损伤是一个日益严重的问题^[1];该区域损伤严重时可危及生命,轻则虽不致命,但也会对幸存者今后的生活造成长期的影响^[2-3]。

针对由汽车碰撞导致的颈部损伤,国内外学者采用了实验和仿真方法进行研究。实验方面主要包括志愿者实验^[4]、尸体实验^[5]、碰撞假人^[6]。志愿者实验能得到碰撞事故中颈部真实的响应参数,但容易对志愿者造成伤害,故只能在低速下冲击,这也限制了志愿者实验在颈部损伤研究中的应用。尸体实验重复性差、成本高,受伦理等因素制约不易开展。碰撞假人模型生物仿真度有限,模拟效果较差。近年来,仿真技术飞速发展,不仅具备成本低、可重复性高等特点,而且随着建模精细化和仿生度的提高,仿真方法逐渐成为颈部损伤研究的重要手段。目前,国内外许多研究建立了人体头颈部有限元模型^[7-9],但对于高速后碰撞下颈部软组织受力和损伤的研究较少。随着道路交通的飞速发展,高速下的交通事故愈发频繁,故对汽车高速后碰撞下的颈部损伤进行探究具有重要意义。本文建立了精细的头颈部椎间盘、小关节和韧带模型,能够更真实地评价颈椎椎骨、椎间盘、韧带和肌肉等复杂结构中的应力和应变。与壳单元相比,韧带采用实体单元,考虑了韧带垂直于厚度方向的应力和横向剪切力的影响,可以提高计算精度。在验证模型有效性后,进行不同速度后碰撞下的头颈部运动模拟,对得到的响应参数开展研究,进而对颈部损伤部位进行分析。

1 材料与方法

1.1 头颈部模型建立

头颈部模型以成年男性 50 百分位 CT 扫描样

本为基础,断层扫描层厚设置为 0.6 mm,共获得 527 张图片文件并以 DICOM 格式保存。首先,骨三维重建使用目前较为成熟的医学处理软件 Mimics 19.0,利用灰度值差异提取骨组织,进行除噪点、填充、光滑等操作,得到分块建立的椎骨曲面数据文件,然后分别导入 3-Matic 进行曲面光滑处理,利用空间位置并参考人体生理结构生成椎间盘和小关节。软骨终板是在曲面的基础上向外生成厚度为 1 mm 实体单元^[10],并且实现连接面共节点。生成的几何曲面模型包括头部、7 节颈椎(C1~7)、胸椎 T1、6 个椎间盘、小关节等结构[见图 1(a)、(b)]。

将上述模型文件分别导入 HyperMesh 14.0 进行面网格划分和优化操作,然后生成实体网格。由于骨的外层和内部材料特性差异较大,可按性质将其划分为外层密质骨和内部松质骨。密质骨厚度 1.5 mm^[11],选取椎骨外曲面向内偏移(Offset)生成,密质骨和松质骨在接触面以共节点方式连接,手动区分可避免在 Mimics 中由灰度值自动识别而造成的误差。

韧带和肌肉是颈部重要的软组织部分,在 CT 扫描数据的基础上,根据解剖学知识及生物组织的力学特性,选择合适的单元和材料模拟韧带和肌肉的结构与力学特性。本模型中采用实体单元建立韧带,依据解剖学知识确定韧带的形状和具体连结部位。模型中构建的主要韧带包括黄韧带、项韧带、后纵韧带、前纵韧带、横突间韧带、翼状韧带、横韧带以及寰枕和寰枢关节韧带等[见图 1(c)、(d)]。肌肉采用弹簧模拟,包括斜方肌、颈阔肌、胸锁乳突肌、头夹肌、胸骨舌骨肌、头后大直肌、颈夹肌等头颈部主要肌肉群。

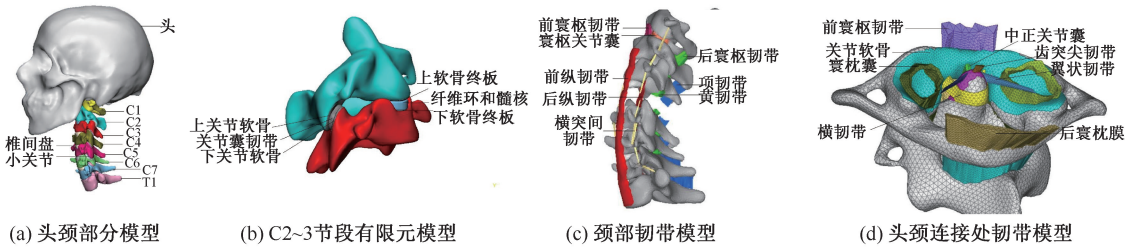


图1 头颈部有限元模型

Fig.1 Finite element model of the head and neck (a) Head and neck model, (b) C2-3 segmental finite element model, (c) Cervical ligament model, (d) Finite element model of ligaments at head-neck junction

1.2 材料参数

以往研究表明,人体骨骼有明显的弹塑性行为,故颈椎的密质骨和松质骨材料采用双线性弹塑性以及和应变率相关的 C-S 模型模拟^[12-14]。椎间盘具有“弹性垫”缓冲吸能的作用,可以很大程度避免椎骨损伤,根据椎间盘的生物力学特性并参考相关文献,用线弹性材料模拟^[15-16]。

模型中韧带材料选用 Neo-Hookean 超弹本构模型模拟,根据以往颈椎韧带的实验数据曲线^[17-18],得到材料的非线性应力-应变本构关系。肌肉选用弹簧阻尼材料模拟^[19]。

2 模型验证

2.1 轴向冲击验证

Nightingale 等^[20]于 1996 年设计了头颈部跌落撞击实验。样本为死亡不久未经防腐处理的人体头颈部尸体,去除肌肉组织和颈背部韧带,样本倒挂在 1 个六轴负载传感器上,初始位置用一个悬挂支架来固定。为模拟身体质量对头颈部的影响,在 T1 胸椎上端设置一个质量为 16 kg 的压力装置。头部与刚性平板的撞击力用测力传感器测量,头部

加速度用加速度传感器测量,高速摄像机记录碰撞过程。

根据实验描述和测量数据,将仿真边界和条件设置为:整个模型处于竖直向下 1 g 重力场中,初始位置头部与刚性平板的最小间距为 1 mm,头颈部初始速度为 3.2 m/s,约束胸椎 T1 除竖直方向的所有自由度,并在 T1 上施加一个 16 kg 质量点,在头表面和刚性板表面之间设置接触以输出碰撞冲击力,标记头部质心点以输出头部加速度[见图 2(a)]。

图 2 (b)、(c)所示为头颈部生物力学模型与刚性板撞击仿真过程中接触力、加速度曲线与实验曲线对比。仿真曲线与实验曲线整体趋势基本一致,且头部合成加速度仿真曲线基本处于实验上下边界曲线内,细微区别在于头部接触力仿真曲线峰值较实验曲线略有滞后。全过程时长 20 ms,从初始时刻开始,头部与刚性板发生撞击,接触力不断增大并在约 2.5 ms 时刻达到峰值,之后头部出现反弹趋势且接触力逐渐减小,但此过程中却没有与刚性板分离,是由于附着在 T1 上的质量的冲击与下压作用,并形成了之后的两个峰,数值仿真与实验结果

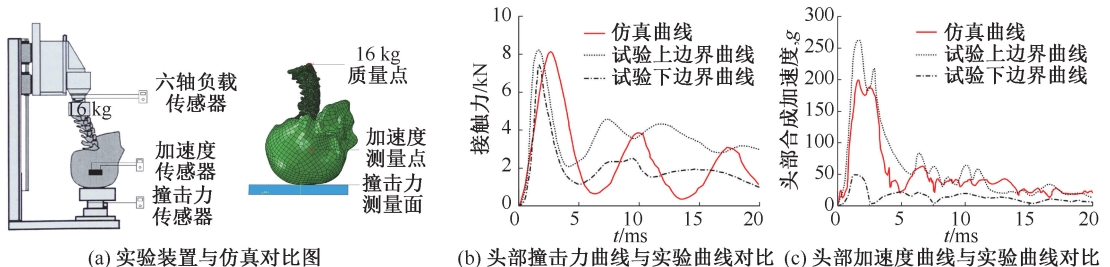


图2 实验与仿真的模型及结果对比

Fig.2 Model comparison and result comparison between experiment and simulation (a) Comparison between experimental device and simulation, (b) Comparison between head impact force curve and experimental curve, (c) Comparison between head acceleration curve and experimental curve

曲线吻合较好。

2.2 前后屈伸和侧屈活动度验证

Panjabi 等^[21]采用尸体颈部作为实验样本,通过施加纯力矩载荷的方法测定颈椎样本的三维物理特性和椎骨的运动,经过计算得到相邻椎骨之间的活动度(range of motion, ROM)。根据实验描述仿真设定:约束 T1 下表面自由度,在模型的旋转轴上选择 1 个参考点,并将颈椎 C0 上表面所有单元节点与参考点耦合,分别在参考点施加沿两坐标轴方向的 $1.0 \text{ N}\cdot\text{m}$ 力矩,使模型产生屈伸和侧屈运动。将本文仿真结果、实验数据及文献[19]中的模型验证数据进行对比分析(见图 3),结果表明,本模型的 ROM 与实验数据吻合较好,且由于头颈部椎间盘、小关节和韧带的建立更加精细化,计算精度优于文献[19]。

3 汽车后碰撞中的头颈部动力学响应

3.1 头颈部整体动力学响应

在交通事故中后碰撞较为常见,车辆连环追尾会产生较严重后果,严重的会危及生命安全,轻则也会引发很多后遗症,尤其挥鞭会造成颈部软组织损伤。汽车后碰撞过程中,头颈部一般会经历 3 个阶段^[22-23]:回收/伸展、向前运动、前伸/弯曲。

后碰撞发生时,由于汽车安全带的约束作用,人体胸部和座椅保持一致,头部运动滞后于身体。仿真模型处于竖直向下 1 g 重力场中,约束 T1 下表面,分别给头部施加 20、40、60、80 km/h 水平向后初速度模拟汽车追尾工况,在距离头部 50 mm 处设置 1 个座椅头枕^[23-25]。

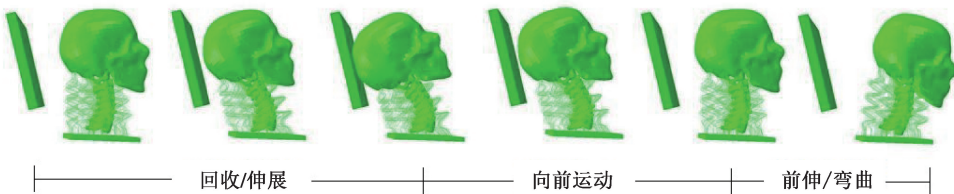


图 4 后碰撞仿真过程

Fig.4 Post-collision simulation process

采用 von Mises 等效应力和最大主应变分析,分别选取每节椎骨和椎间盘运动过程中的最大应力或应变绘制云图(见图 5)。颈椎密质骨最大受力出

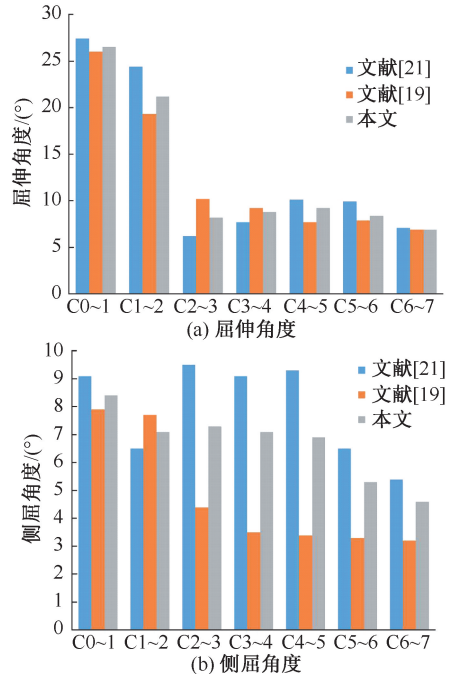


图 3 颈椎各节段活动度与文献数据对比

Fig.3 ROM comparison of each cervical segment with literature data (a) Flexion and extension angle ROM comparison of each cervical segment with literature data, (b) Lateral flexion angle ROM comparison of each cervical segment with literature data

3.2 结果及分析

由图 4 所示的 20 km/h 后碰撞仿真过程可知,头部在初始速度的作用下向后伸展运动,碰到汽车座椅头枕并与头枕发生挤压,此时颈椎整体处于前拉后压状态。撞击压缩头枕达到极限位置后,然后反弹向前运动。越过初始位置后,头颈部出现前伸/弯曲,颈椎整体处于前压后拉状态。

现在 C6 棘突处,最大应力为 88.13 MPa,原因是在前伸/弯曲过程中,C5 和 C6 相对转动引起中间连结韧带的牵拉,从而产生局部应力较大现象。由松

质骨截面应力云图可知,松质骨最大受力出现在颈椎 C7 椎体处,最大应力为 5.325 MPa,原因是在前伸弯曲运动过程中,颈椎前压后拉,导致 C7 椎体内部受力最大。纤维环最大受力出现在 C2、C3 颈椎之间的椎间盘处,且最大应力为 71.72 MPa,是在向后伸展过程中头部相对颈椎转动挤压产生。髓核最大应变出现在 C6、C7 颈椎之间的椎间盘处。由

颈椎各节段处关节囊韧带最大应变分布可知,C4~5 节段处应变最大,且下颈椎关节囊韧带应变均比上颈椎大,由此预测下颈椎段的关节囊韧带在碰撞中易发生损伤。根据文献[26-27]中提出的椎骨和椎间盘的耐受限度值,运动过程中颈部均没有达到失效应力,椎骨在下颈段的受力要大于上颈段,C6、C7 椎骨是易损伤部位。

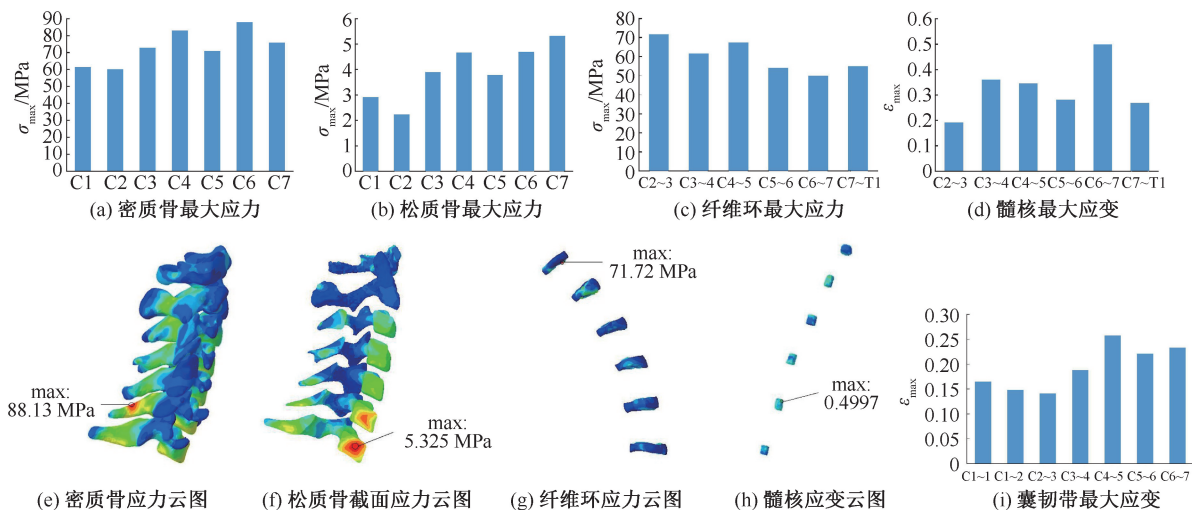


图 5 20 km/h 后碰撞速度下颈部受力分析

Fig.5 Stress analysis of neck at post-collision velocity of 20 km/h (a) Maximum stress of dense bone, (b) Maximum stress of cancellous bone, (c) Maximum stress of fiber ring, (d) Maximum strain of nucleus pulposus, (e) Dense bone stress nephogram, (f) Stress nephogram of cancellous bone cross-section, (g) Fiber ring stress nephogram, (h) Nucleus pulposus strain nephogram, (l) Maximal strain of joint capsule ligament

就 20 km/h 速度而言,颈部无损伤部位出现,但是在 40、60、80 km/h 速度碰撞模拟过程中,均产生不同程度的损伤,结果见表 1。

表 1 不同后碰撞速度下的损伤分析

Tab.1 Damage analysis at different post-collision velocities

速度/ (km · h ⁻¹)	最大应力/MPa			髓核最 大应变	破坏 方式	破坏 阶段
	密质骨	松质骨	纤维环			
40	179.4	9.2	137.0	0.79	韧带撕裂	前伸/弯曲
60	215.9	10.2	148.9	1.12	韧带撕裂	前伸/弯曲
80	226.4	11.5	162.8	1.38	韧带拉断	前伸/弯曲

速度为 40 km/h 时,碰撞反弹前伸到最大位置时韧带出现撕裂。运动过程中密质骨最大应力(179.4 MPa)出现在 C6 棘突处,原因是在前伸/弯曲过程中,C6 和 C7 相对转动引起中间连结韧带的牵拉,从而产生局部应力较大现象。松质骨在前伸/弯曲运动过程中,颈椎前压后拉,导致 C7 椎体内部受力最大(9.2 MPa)。纤维环和髓核最大应力

(137.0 MPa)、应变(0.79)均出现在 C6~7 椎间盘上,原因是 C6、C7 颈椎的相对转动导致两椎体间的纤维环和髓核受力最大。最先发生破坏的地方是连结 C6~7 的黄韧带和项韧带,韧带应变超过正常限度,出现撕裂现象。同时,枢椎与头部连结的寰枕后膜和后寰枢韧带也出现屈曲,韧带比其他组织先出现损伤情况。

速度为 60 km/h 时,运动过程中密质骨最大应力(215.9 MPa)出现在 C6 棘突处,松质骨最大应力(10.2 MPa)出现在 C6 椎体处,纤维环最大应力(148.9 MPa)出现在 C2~3 椎间盘处,髓核最大应变(1.12)出现在 C2~3 椎间盘处。C2~3 椎间盘因变形超出正常生理活动范围而发生损伤,韧带损伤也较为严重。连结椎骨 C6~7 的黄韧带和项韧带在前伸过程中出现局部撕裂,后纵韧带在 C6~7 椎骨间也出现局部撕裂现象,前纵韧带在多处出现屈曲。

速度为 80 km/h 时,头部向后伸展达到极限位置时,C3~4 椎骨间的黄韧带和项韧带出现局部变形过大现象,C7~T1 椎间的黄韧带和项韧带出现压缩屈曲。韧带的损坏也会影响颈椎受力分布,运动过程中密质骨最大应力(226.4 MPa)在 C7 椎骨棘突处,松质骨最大应力(11.5 MPa)在 C6 椎体处,纤维环最大应力(162.8 MPa)出现在 C6~7 椎间盘处,髓核最大应变(1.38)出现在 C6~7 椎间盘处,原因是 C6 和 C7 椎骨相对转动较大,C6~7 椎间盘变形损坏。连结椎骨 C6~7 的黄韧带和项韧带在前伸过程中先出现局部撕裂随后演变成断裂,C6~7 后纵韧带已出现撕裂现象,其次 C3~4 黄韧带和项韧带也出现撕裂。另外,多处横突间韧带、前纵韧带、寰枕后膜和后寰枢韧带等出现屈曲,韧带整体损伤严重(见图 6)。

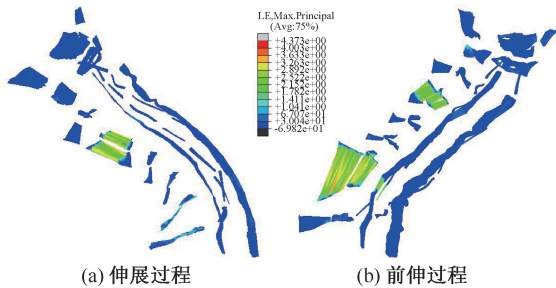


图 6 80 km/h 后碰撞速度下颈部韧带应变云图

Fig.6 Strain distributions of cervical ligament at post-collision velocity of 80 km/h (a) During extension, (b) During anterior extension

4 讨论与结论

本文基于人体解剖学结构,建立了精细化的头颈部生物力学有限元模型,考虑韧带和小关节的三维结构,韧带选用超弹性本构模型模拟,弥补了之前模型对韧带结构简化的问题,使其更加符合人体结构。将所建模型分别与轴向冲击、前后屈伸和侧屈实验进行对比验证,验证了模型的有效性。最后,进行不同速度后碰撞下颈部各组织的受力和损伤分析。

低速(20 km/h)工况下,虽然颈椎没有损伤发生,但通过分析得到的应力、应变数据,可以对易损伤部位进行预测;中高速后碰撞模拟中,均有明显损伤破坏现象。虽然不同碰撞速度下最先出现损

伤的部位有所差异,但损伤都是最早出现在软组织结构,主要表现在韧带的撕裂甚至断裂,以及韧带附着在骨部位的撕脱、小关节脱位、椎间盘损坏等^[28-29]。因此,在汽车碰撞过程中应加强对头颈部软组织的保护。同时,损伤的机制和位置仍需进一步开展精确的研究。

汽车碰撞中的人体损伤防护一直备受关注,汽车座椅、安全带和安全气囊的约束作用,都可以有效减小头颈部的整体摆动幅度,达到防护效果。同时,汽车座椅头枕的刚度、座椅倾斜角度、头部与头枕之间的距离都是影响人体颈部损伤程度的重要因素。因此,将座椅调整与人体成最适宜角度、减小头部与头枕之间的距离、适当增大座椅头枕的刚度,都能有效降低人体颈部的损伤程度。目前针对优化汽车座椅设计而言,开发主动式头枕可以更好地对乘员头颈部起防护作用。

对汽车碰撞过程中人体颈部损伤机制进行研究,具有现实的指导意义。一方面,了解损伤机制和损伤部位,有针对性地提出预防措施和建议,可以有效降低事故中人员受伤概率和损伤程度。另一方面,在临床上,每年因道路交通或其他原因导致的颈部损伤病人日趋增多,及时准确地了解病人的损伤部位和损伤程度,在一定程度上有助于医生给出诊断,也能使病人更快地得到有效治疗。近年来,生物力学与临床应用的结合更加紧密,在解决人类健康的关键问题中将会发挥越来越重要的作用^[30]。

参考文献:

- [1] BUCUR FM, SCHWARZE M, SCHILTENWOLF M. Expert evidence in whiplash injury [J]. Z Orthop Unfall, 2017, 155(2): 157-164.
- [2] SULLIVAN M, ADAMS H, THIBAUT P, et al. Return to work helps maintain treatment gains in the rehabilitation of whiplash injury [J]. Pain, 2017, 158(5): 980-987.
- [3] PEJANA R, MARIJAM DG, INES P, et al. Anthropometric characteristics and traffic accident circumstances of patients with isolated whiplash injury in University Clinical Hospital Mostar [J]. Med Glas, 2018, 15(1): 59-65.
- [4] ONO K, KANEOKA K, WITTEK A, et al. Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts [C]. Proc Stapp Car Crash Conf, 1997, 41: 339-356.

- [5] 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.
- [6] SIEGMUND GP, HEINRICHS BE, CHIMICH DD, *et al.* Variability in vehicle and dummy responses in rear-end collisions [J]. *Traffic Inj Prev*, 2005, 6(3): 267-277.
- [7] 李海岩, 王晓燕, 崔世海, 等. 膜单元与弹簧单元模拟韧带损伤的生物力学响应 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(5): 390-395.
LI HY, WANG XY, CUI SH, *et al.* Biomechanical response of membrane element and spring element for simulation of ligament injury [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(5): 390-395.
- [8] PRAMUDITA JA, KIKUCHI S, MINATO I, *et al.* Effect of cervical spine alignment on neck injury risk during rear-end impact numerical study using neck finite element model [J]. *Int J Crashworthines*, 2017, 22(4): 1-14.
- [9] HAMED S, 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] 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.
- [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] ERBULUT DU, ZAFARPARANDEH I, LAZOGLU I, *et al.* Application of an asymmetric finite element model of the C2-T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(7): 915-921.
- [13] 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.
- [14] 郭迎福, 何鸿曦, 牛文鑫, 等. 建立人体头颈动力学有限元模型和验证 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 393-400.
GUO YF, HE HX, NIU WX, *et al.* Establishment and validation of a dynamic finite element model of human head-neck [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 393-400.
- [15] LEE SH, IM YJ, KIM KT, *et al.* Comparison of cervical spine biomechanics after fixed- and mobile-core artificial disc replacement: A finite element analysis [J]. *Spine*, 2011, 36(9): 700-708.
- [16] 杨腾飞, 王金武, 胡志刚, 等. 颈部肌肉作用下颈椎牵引的生物力学特性 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2): 161-166.
YANG TF, WANG JW, HU ZG, *et al.* Biomechanical properties of cervical traction under neck muscle force [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(2): 161-166.
- [17] TRAJKOVSKI A, OMERVIĆ S, HRIBERNIK M, *et al.* Failure properties and damage of cervical spine ligaments, experiments and modeling [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(3): 116-137.
- [18] MATTUCCI SF, MOULTON JA, CHANDRASHEKAR N, *et al.* Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2012, doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.02.004.
- [19] 刘敏. 高伤生度人体颈部碰撞分析模型建模及损伤机理研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2016.
- [20] 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.
- [21] PANJABI MM, CRISCO JJ, VASAVADA A, *et al.* Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. *Spine*, 2001, 26(24): 2692-2700.
- [22] HELL W, SCHICK S, LANGWIEDER K, *et al.* Biomechanics of cervical spine injuries in rear end car impacts: influence of car seats and possible evaluation criteria [J]. *J Crash Prev Injury Control*, 2002, 3(2): 127-140.
- [23] 吴凯. 基于损伤生物力学的颈部精细化建模及在低速后碰撞中的应用 [D]. 广州: 华南理工大学, 2016.
- [24] 曹立波, 李正坤, 龚永坚. 主动式安全头枕的开发与仿真研究 [J]. *汽车工程*, 2014, 36(6): 746-750.
- [25] STEMPER BD, YOGANANDAN N, PINTAR FA. Effect of head restraint backset on head-neck kinematics in whiplash [J]. *Accid Anal Prev*, 2006, 38(2): 317-323.
- [26] CARTER DR, HAYES WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure [J]. *J Bone Joint Surg*, 1977, 59(7): 954-962.
- [27] YAMADA H, EVANS FG. Strength of biological materials [J]. *J Anat*, 1971, 108(3): 582-589.
- [28] WALTON DM, ELLIOTT JM. An integrated model of chronic whiplash-associated disorder [J]. *J Orthop Sport Phys*, 2017, 47(7): 462-471.
- [29] YU LJ, STOKELL R, TRELEAVEN J. The effect of neck torsion on postural stability in subjects with persistent whiplash [J]. *Manual Ther*, 2011, 16(4): 339-343.
- [30] 陈维毅. 2016~2018 年中国生物力学研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(6): 477-482.
CHEN WY. Advances in biomechanics in China during the year 2016-2018 [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(6): 477-482.