

枪弹冲击下新型防弹头盔质量对颈椎损伤影响

王 威¹, 毛征宇¹, 李桂兵¹, 蔡志华^{1,2}

(1.湖南科技大学 机电工程学院, 湖南 湘潭 411201; 2.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 建立有效的头颈部及防弹头盔有限元模型,研究枪弹冲击不同质量防弹头盔时颈部的生物力学响应。方法 通过在头盔本体(1.24 kg)增加附件均布质量 2 kg,并加载手枪弹以 450 m/s 速度从正面、侧面、顶部冲击防弹头盔,获得人体颈椎的力学响应。结果 受到冲击时,颈椎应力远大于颅骨应力。枪弹冲击防弹头盔时,相比头部,颈椎为易受伤部位,其中椎骨 C3 所受应力最大。不考虑增加附件质量时,子弹从正面、侧面、顶部方向冲击头盔时,侧面冲击对颈椎伤害最大,相比其他方向冲击最大应力约增加 2.58%;同时正面冲击对头部损伤最大,应力约增加 59.4%。考虑附件质量时,头盔质量越大对颈椎的损伤越严重。头盔质量从 1.24 kg 增加到3.24 kg,顶部冲击对颈椎的损伤最大,其应力相比其他方向冲击增加 12.98%。结论 在设计防弹头盔时应考虑其轻量化,研究结果为防弹头盔设计提供科学参考。

关键词:防弹头盔;有限元分析;颈椎损伤;头盔质量

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.04.001

The Effect of Novel Ballistic Helmet Weight on Cervical Spine Injury under Bullet Impacts

WANG Wei¹, MAO Zhengyu¹, LI Guibing¹, CAI Zhihua^{1,2}

(1. College of Electromechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, Hunan, China; 2. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacture for Vehicle Body, Hunan University, Changsha 410082, China)

Abstract: Objective To establish a valid human head-neck model and ballistic helmet model, and analyze bio-mechanical responses of the cervical spine under bullet impacts on ballistic helmet with different weights. **Methods**

A uniformly distributed weight of 2 kg was applied on the helmet (1.24 kg), and bullet impacts from frontal, lateral and crown directions at the speed of 450 m/s were considered to obtain the mechanical response of human vertebrae. **Results** The stress of the cervical spine was significantly higher than that of the skull under bullet impacts, and the stress of C3 segment was the largest, indicating that the cervical spine was more vulnerable than the head during bullet impacts under the protection of ballistic helmet. When the weight of helmet attachment was not considered, the maximum stress of the cervical spine under lateral impact was 2.58% higher than that under frontal and crown impacts. The frontal impact led to the greatest damage to the head, with an increase of 59.4% in head stress. When the weight of helmet attachment was considered, a larger helmet weight would cause a more

收稿日期:2018-07-10; 修回日期:2018-08-22

基金项目:国家自然科学基金项目(11972158),湖南省教育厅重点项目(17A068,18A188),博士后面项目(2016M592421),国家自然科学基金项目(51405153),湖南省重点研发计划(2017GK2200),湖南省重点研发计划(2016GK2077),湖南科技大学研究生创新基金项目(CX2017B652),湖南省科协海智基地(2019HZ-JD03)

通信作者:蔡志华,硕士研究生导师,E-mail:caizhihua003@163.com

serious spine injury. When the helmet weight was increased from 1.24 kg to 3.24 kg, the crown impact led to the greatest damage to the cervical spine, with an increase of 12.98% in cervical stress compared with impacts from other directions. **Conclusions** Lightweight should be considered in the design of ballistic helmet, and the research findings provide scientific references for the design of ballistic helmet.

Key words: ballistic helmet; finite element analysis; cervical spine injury; helmet weight

新型防弹头盔可以在枪弹冲击时对士兵头颈部提供较好的保护。但随着头盔附加显示系统、新型夜视设备及其他附件等防弹头盔装备的普及使用,使得头盔质量大大增加。据统计,头盔附件的总质量接近 3 kg,这些装备的使用在增加作战效率的同时,也增加了颈部负荷,严重时易引起颈部损伤。但有关头盔质量对颈椎损伤的影响国内外还未开展深入研究,其损伤机理尚不明确。

近年来,国内外多数研究围绕车辆碰撞中的颈部损伤以及枪弹冲击防弹头盔时的头部损伤开展,而有关枪弹冲击防弹头盔致颈部损伤的研究鲜有报道。有学者通过建立颈部模型进行颈部损伤研究^[1-4],或建立较为精确的颈部有限元模型并对其进行验证^[5];也有学者通过建立一系列颈部模型进行颈部生物力学研究^[6-12]。例如,肖飞舟^[13]通过使用简化的头颈部模型探讨枪弹冲击防弹头盔时的头颈部响应。

为研究头盔质量对颈椎的影响,本文利用已建立并通过验证的人体头颈部生物力学模型与防弹头盔有限元模型,通过加载手枪弹以 450 m/s 速度从不同方向(正面、侧面、顶部)冲击防弹头盔,获得人体颈椎的力学响应,从而探讨防弹头盔质量对颈椎损伤的影响。由于目前国内外并未制定关于高速冲击下颈部损伤的判定法则,本文从颈部受力大小定性分析颈部损伤的可能性。

1 材料与方法

1.1 有限元模型

1.1.1 头盔模型 使用蔡志华等^[14]建立并通过验证的美国新型防弹头盔模型模型。该头盔模型包括头盔本体及内泡沫。头盔总质量为 1.24 kg,整个模型共计 372 393 个节点、329 216 个单元。手枪子弹的直径为 9 mm,质量为 8 g。手枪弹有限元模型使用八节点六面体单元,单元尺寸为 2 mm,整个模型共计 21 663 个节点、19 965 个单元[见图 1(a)]。

1.1.2 头部与颈椎模型 采用毛征宇等^[15]建立且验证的具有详细解剖结构的人体头部有限元模型和郭迎福等^[16]建立并通过验证的颈椎模型。其中,头部模型主要由硬骨组织、脑组织与软组织三部分组成。头部模型包括 95 997 个节点、120 818 个单元。颈部模型的松质骨和皮质骨均为六面体单元,终板和终板软骨由四节点壳单元组成,椎骨模型共包括 266 926 个节点、245 272 个单元[见图 1(b)~(d)]。

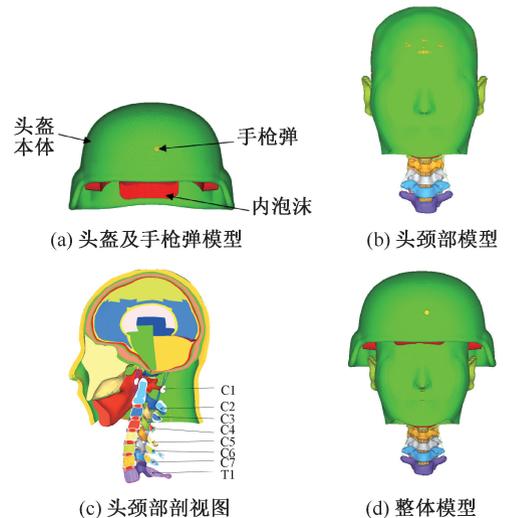


图 1 有限元模型

Fig.1 Finite element model (a) The helmet and bullet model, (b) The head-neck model, (c) Sectional view of the head-neck, (d) The whole model

1.2 材料属性

1.2.1 弹体材料属性 手枪弹本构模型为弹塑性,密度为 $8.11 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,弹性模量、屈服应力、切线模量分别为 210、0.792、21 GPa,泊松比为 0.30。

1.2.2 防弹头盔及内泡沫材料属性 防弹头盔采用凯夫拉(Kevlar)材料,选用正交异性可定义破坏材料(22#材料)。材料参数:密度为 $1.23 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,各向弹性模量 E_{11} 、 E_{22} 、 E_{33} 分别为 18.5、18.5、6.0 GPa,各向泊松比 ν_{12} 、 ν_{23} 、 ν_{32} 分别为 0.25、0.32,各向剪切

模量 G_{12} 、 G_{23}/G_{13} 分别为 0.77、2.50 GPa, 压缩模量 S_{11} 、 S_{22} 分别为 0.558 MPa 和 0.555 GPa, 剪切强度 S_c 为 0.555 GPa, 压缩强度 S_n 为 1.086 GPa。ACH 防弹头盔内泡沫是一种聚氨酯泡沫材料, 材料密度为 61 kg/m^3 , 弹性模量为 8.4 MPa。

1.2.3 头部材料本构与参数 颅骨选用弹塑性材料(3#材料)。硬骨组织的材料参数参考已有文献[17-19]。定义脑组织的材料属性为黏弹性^[20-22], 在 LS-DNVA 中选用黏弹性材料(6#材料)。

1.2.4 颈部材料本构与参数 以各向同性塑性材料模拟骨骼(18#材料), 终板强度定义为皮质骨的 $1/3$ ^[23]。软骨与椎骨采用同节点连接, 用弹性材料模拟^[24]。髓核、纤维环基质材料特性分别采用黏弹性^[25]、弹性^[26]材料模拟。

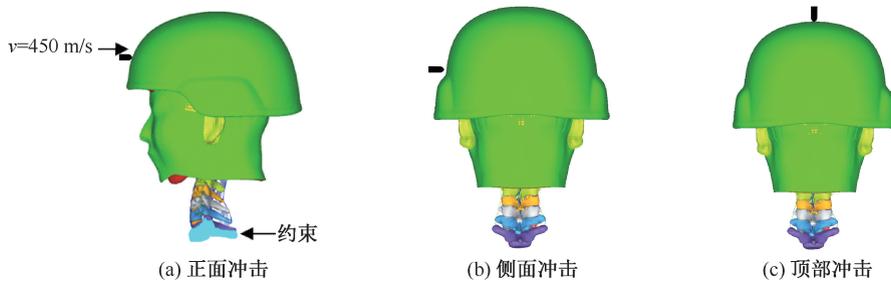


图2 加载及约束

Fig.2 Load and constraint (a) Frontal impact, (b) Lateral impact, (c) Crown impact

2 结果

2.1 基准模型

枪弹冲击防弹头盔的基准仿真采用从头盔不同方向冲击未加附件的头盔-头-颈部有限元模型。如图3所示, 在未加附件时对头盔-头-颈部有限元模型进行冲击, 根据头部应力分布可知, 正面冲击应力最大(28.31 MPa), 且未出现颅骨骨折等损伤状况, 顶部冲击次之(27.76 MPa), 侧面冲击最小(17.76 MPa)。正面冲击相较于侧面冲击, 颅骨最大应力增加了约 59.4%[见图4(a)]。该结果与 Li 等^[28]的研究结论吻合, 进一步证明模型的准确性。由颈椎应力曲线可知, 在各工况下均表现为 C3 椎骨所受应力最大[见图4(b)、(c)]。同时, 正面、侧面、顶部冲击时椎骨最大应力分别达到 109.3、111.4、108.6 MPa。相比其他方向, 侧面冲击时椎骨最大应力增加了约 2.58%, 冲击过程中

韧带强度与加载方向的纤维数有关。参考 Yoganandan 等^[27]以弹簧单元模拟, 前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、寰枕横韧带、翼韧带、关节囊韧带、寰枕后膜、横突间韧带弹性系数分别为 21.34、26.42、26.78、10.04、37.86、17.36、35.80、16.64、9.03、19.96 N/mm^[17-19]。

1.3 仿真模拟及边界条件

通过在手枪弹上加载 450 m/s 初速度冲击防弹头盔, 约束胸椎骨 T1 在 X、Y、Z 3 个方向的平动及转动 6 个自由度。改变手枪弹位置以及速度方向, 使手枪弹从不同方向冲击防弹头盔(见图2)。其中, 子弹与头盔之间定义为侵蚀面面接触, 头盔与内泡沫、内泡沫与皮肤之间定义为自动面面接触, 头盔、头部及颈椎定义为自动单面接触。

C3 椎骨为最主要受力部位。根据人体骨骼强度计算公式

$$S = 68(d\varepsilon/d\tau)^{0.06}\rho_{\alpha}^2$$

得到皮质骨强度为 227 MPa^[29], 故在 3 个冲击方向均未造成颈椎椎骨损伤。未加附件时, 顶部冲击相比侧面、正面冲击椎骨所受应力相对较小, 这是由于顶部冲击时椎骨受力面积相比其他工况较大。在 3 种工况下, 椎间盘均表现为 C2~3 应力最大。椎间盘在侧面冲击时所受应力最大, 应力集中于椎间盘侧方, 最大应力为 57.26 MPa; 其次为正面冲击, 应力集中于侧后方, 最大应力为 40.20 MPa; 顶部冲击最小, 应力集中于侧面, 最大应力为 36.68 MPa。推测在侧面冲击时头部侧弯, 椎间盘侧面被压缩, 导致侧面应力集中; 在正面冲击时, 由于前纵韧带作用, 导致后方应力较为集中且受力相对较小; 顶部冲击时椎间盘受力面积较大, 故最大应力相比另外两种工况较小。

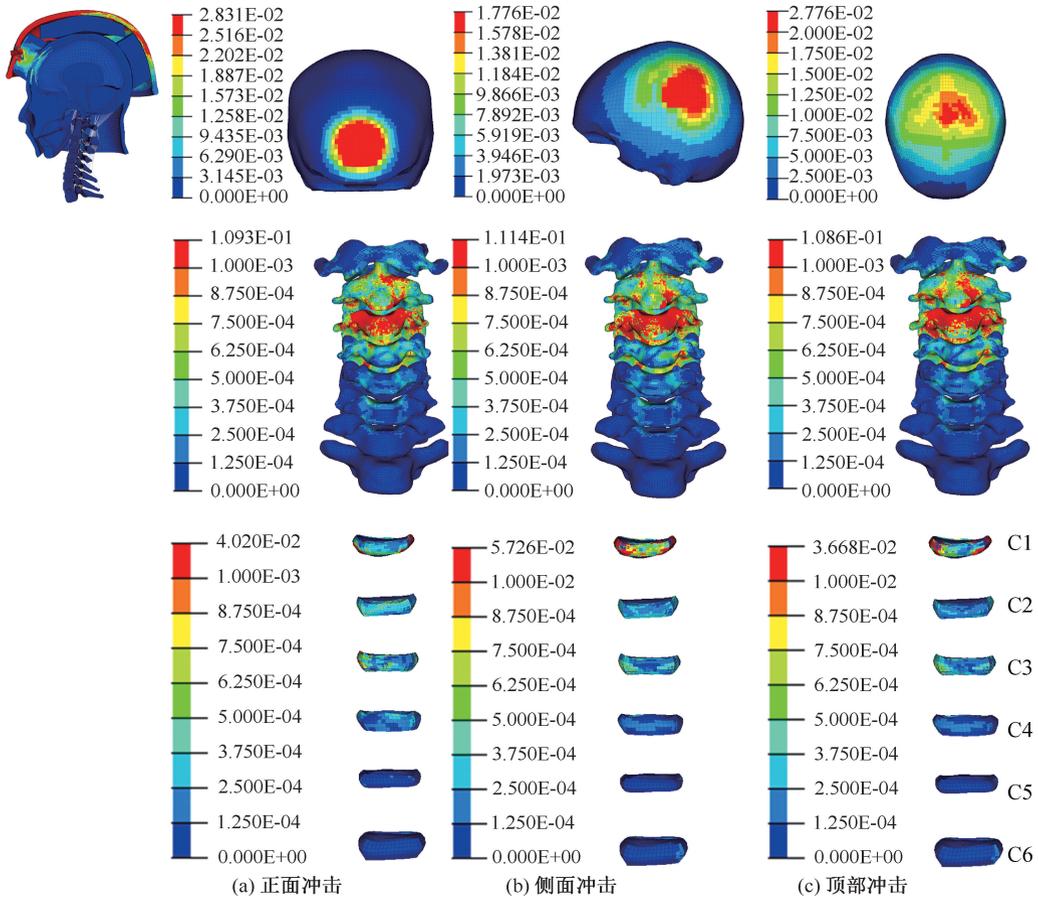


图3 不同方向冲击下颅骨及颈椎应力分布

Fig.3 Stress distributions of the skull and cervical vertebrae in different impact directions (a) Frontal impact, (b) Lateral impact, (c) Crown impact

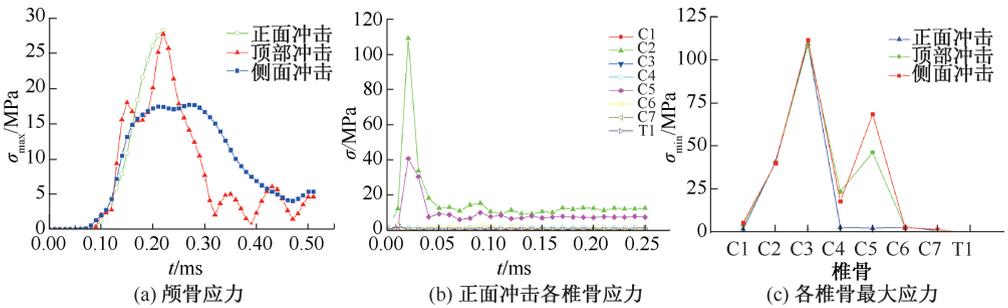


图4 不同工况下应力曲线

Fig.4 Stress curves under different impact conditions (a) Stress of the skull, (b) Stress of cervical vertebrae under frontal impact, (c) The maximum stress on each cervical vertebra

2.2 头盔质量影响

通过在头盔表面加载均布质量使头盔质量增加到3.24 kg。其他仿真条件不变,对改变质量后的头盔进行正面冲击仿真。由颈部应力云图及椎骨应力曲线可知,头盔质量增加,各组织应力均呈

上升趋势。C3 所受应力仍为最大,最大应力由 109.3 MPa 增加到 115.8 MPa,最大应力增加了 5.95%;其他椎骨应力也均有不同程度上升,其中 C4、C5 应力显著增加,由之前的 2.826、2.366 MPa 上升至 23.71、43.03 MPa。椎间盘最大应力位置

依旧位于 C2~3 椎间盘侧后方,但其最大应力由 40.2 MPa 上升至 51.32 MPa(见图 5)。研究结果

表明,头盔质量增加会加重颈部负荷,导致颈部损伤的可能性上升。

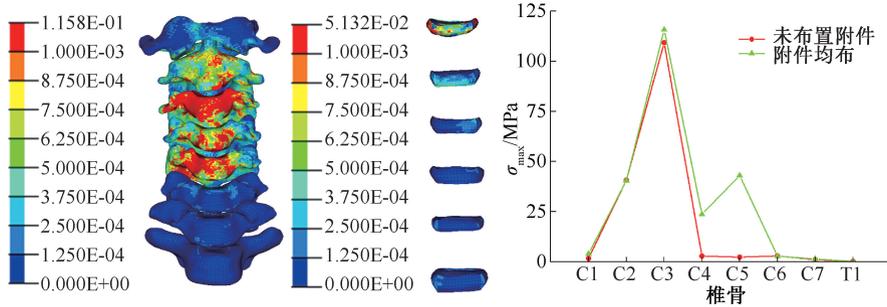


图 5 头盔质量 3.24 kg 时椎骨及椎间盘应力分布及应力曲线

Fig.5 Stress distributions and curves of vertebrae and intervertebral disc with ballistic helmet weight of 3.24 kg

2.3 不同冲击方向对颈椎影响

通过改变子弹位置,并在子弹上加载不同方向的速度冲击头盔-头-颈有限元模型进行仿真。当头盔受冲击时,正面冲击时椎骨最大应力为 115.8 MPa,相比未附加质量时的最大应力增加 5.95%;侧面冲击时最大应力为 121.6 MPa,相比未附加质量时的最大应力增加 9.16%;顶面冲击时最大应力为 122.7 MPa,相比未附加质量时的最大应力增加 12.98%;相比皮质骨强度(227 MPa)均未造成颈椎椎骨损伤(见图 6)。由此可知,在受到子弹冲击时,正面冲击相比其他方向冲击对颈部损伤较

小,正面冲击相比顶部冲击最大应力减少 6%。在 3 种工况下,椎间盘均表现为 C2~3 应力最大,椎间盘在顶部冲击时所受应力最大,应力集中于椎间盘侧方,最大应力为 73.09 MPa,增加约 99.2%;其次为侧面冲击,应力集中于侧后方,最大应力为 63.24 MPa,增加约 5.98%;正面冲击最小,应力集中于侧面,最大应力为 51.32 MPa,增加约 27.7%。

防弹头盔增加质量后,各工况相比未加附件的基准模型,各组织最大应力均有一定程度上升,说明头盔质量增加会加大颈椎损伤。相比基准模型侧面冲击时颈椎应力最大,当头盔质量增加,在受

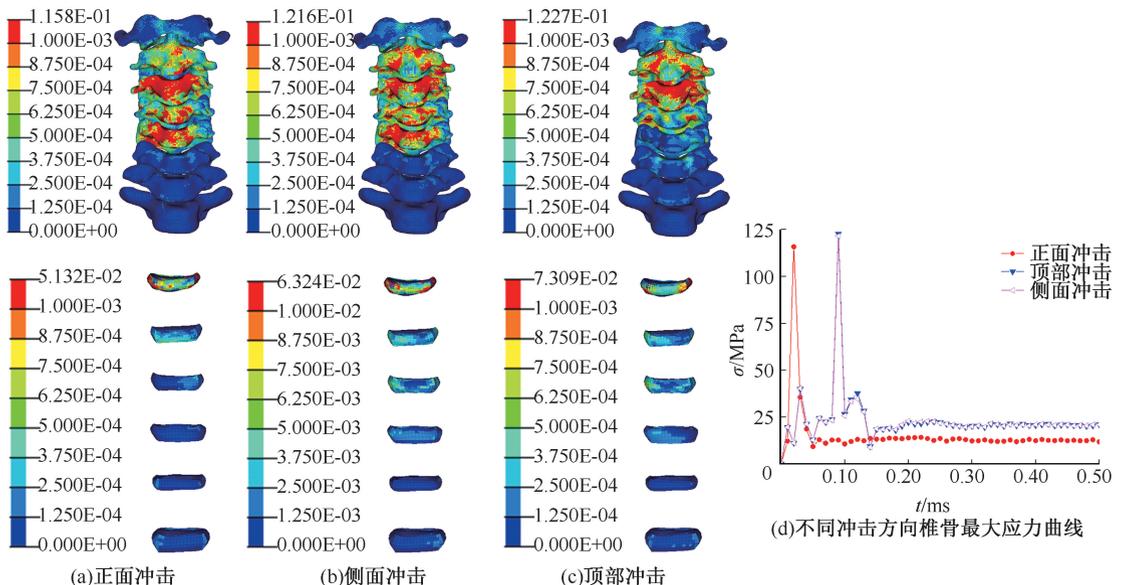


图 6 不同方向冲击下椎骨及椎间盘应力分布及应力曲线

Fig.6 Stress distributions and curves of vertebrae and intervertebral disc in different impact directions

(a) Frontal impact, (b) Lateral impact, (c) Crown impact, (d) Stress curves of cervical vertebrae in different impact directions,

到子弹冲击时,其结果由侧面冲击时颈椎应力最大变为顶部冲击时颈椎应力最大,推测原因是头盔质量增加,垂直方向对颈椎的影响相比其他冲击方向的影响更大。

3 讨论与结论

本文建立一个基于人体解剖结构并能模拟颈椎在弹体高速冲击防弹头盔时人体颈部响应的头盔-头-颈部有限元模型。同时,本文着重探讨冲击过程中的椎骨及椎间盘力学响应,从头盔质量及冲击方向两方面分析颈部损伤,从本质上揭示颈部受伤机制,为防弹头盔的设计提供科学参考。

在基准模型的仿真中,在各冲击方向下,头部应力表现为正面冲击时最大,顶部冲击其次,侧面冲击最小,符合文献[28,30]中的研究结果,表明本模型能够较好模拟枪弹冲击下的头颈部生物力学响应。

研究表明,冲击过程中,在各个工况下椎骨 C3 均为最大受力部位,但根据椎骨损伤公式^[29]计算,该受力并未造成颈部损伤。因此,C3 椎骨为颈椎最易受伤处,其发生损伤的可能性最大。同时,在各冲击工况下均表现为 C2~3 椎间盘应力最大,该处更易发生软组织损伤。从保护士兵的角度出发,应增加对椎骨 C3 部位的防护,同时加强对 C2~3 椎间盘的保护。

颈椎在高速冲击下不同头盔质量以及不同冲击方向力学响应的对比结果表明,构建的模型可以较好模拟在高速冲击下头颈部的生物力学响应。对比无附件情况下 3 种冲击工况发现,在受到高速冲击时,颈部应力明显大于头部,颈部为主要受损位置。因此,在头盔的设计中应该考虑加强对颈部的保护。

在冲击无附件头盔时,侧面冲击相比其他方向所受应力较大;头盔质量增加时,各组织受力随之增加,颈部载荷增大,损伤可能性上升;在冲击较大质量头盔时,顶部冲击相比其他冲击方向应力较大,其变化也较大。为了减少战斗中的颈部损伤,在能提供较好防护的条件下,设计头盔时应尽可能考虑其轻量化。

人体头颈部结构极其复杂,由于肌肉建模及材料设定较为复杂,血管及神经等组织的结构及属性

设定也鲜有相关文献作为参考,故本文未考虑上述因素对结果的影响。在后续的研究中,应考虑加入肌肉模型,提高模型准确性,保证结果的可靠性。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] 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: [s. n.], 2010, 31: 354-357.
- [3] WHITE NA, DANIELSON KA, SCOTT GAYZIK F, *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): 111001.
- [4] 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.
- [5] 杨济匡, 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [9] LV WL, RUAN SJ, LI HY, *et al.* Development and validation of finite element model for the 6-year-old pediatric neck [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 95-101.
- [10] 邓真, 王辉昊, 牛文鑫, 等. 正常人下颈椎 C 4~7 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.
- [11] 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.
- [11] HU XH, HONG X, HE BF, *et al.* 3D finite element model-

- ing and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.
- [12] 周宏, 戴诗亮, 安国旗. 军用头盔"盔-头-颈"动力学模型及冲击响应计算[J]. *中国个体防护装备*, 2001(1): 11-15.
- [13] 肖飞舟. 弹头冲击盔-头-颈的数值模拟[D]. 上海: 上海交通大学, 2006.
- [14] 蔡志华, 包正, 王威, 等. 枪弹冲击防弹头盔致头部非贯穿性损伤的数值模拟研究[J]. *兵工学报*, 2017, 38(6): 1097-1105.
- [15] 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.
- [16] 郭迎福, 何鸿曦, 牛文鑫, 等. 人体头颈动力学有限元模型建立和验证[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.
- [17] SAHOO D, DECK C, YOGANANDAN N, *et al.* Influence of head mass on temporo-parietal skull impact using finite element modeling [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2015, 53(9): 869-878.
- [18] ASGHARPOUR Z, BAUMGARTNER D, WILLINGER R, *et al.* The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2014, 33(7): 16-23.
- [19] MAO H, ZHANG L, JIANG B, *et al.* Development of a finite element human head model partially validated with thirty five experimental cases [J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135(11): 1-15.
- [20] HORGAN T, GILCHRIST MD. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics [J]. *Int J Crashworthines*, 2003, 8(4): 353-366.
- [21] TAKHOUNTS EG, RIDELLA SA, HASIJA V, *et al.* Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) finite element head model [J]. *Stapp Car Crash J*, 2008, 52: 1-31.
- [22] LIU Z, LUO X, LEE H, *et al.* Snoring source identification and snoring noise prediction [J]. *J Biomech*, 2007, 40(4): 861-870.
- [23] MATTHEW P. Numerical modelling of the human cervical spine in frontal impact [J]. Waterloo: University of Waterloo, 2006.
- [24] KENEDI RM. Strength of biological materials [J]. *J Anat*, 1971, 108(Pt 3): 582.
- [25] IVANCIC PC, XIAO M. Understanding whiplash injury and prevention mechanisms using a human model of the neck [J]. *Accident Anal Prev*, 2011, 43(4): 1392-1399.
- [26] WAGNER DR, LOTZ JC. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus [J]. *J Orthop Res*, 2004, 22(4): 901-909.
- [27] 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.
- [28] LI YQ, LI XG, GAO XL. Modeling of advanced combat helmet under ballistic impact [J]. *J Appl Mech*, 2015, 82(11): 1-9.
- [29] 刘映璇, 陈凌峰, 安美文. 高速后碰撞时人体上颈椎的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2018, 22(3): 398-403.
- [30] RODRÍGUEZ-MILLÁN M, ITO T, LOYA JA, *et al.* Development of numerical model for ballistic resistance evaluation of combat helmet and experimental validation [J]. *Mater Design*, 2016, 110: 391-403.