

Numerical Analysis of the Effects of Headrest Characteristics on Neck Injury in Vehicle Rear Collisions

Zhihua CAI¹, Xingyuan HUANG¹, Guibing LI¹

¹ School of Electromechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan, 411201, China

Email:caizhihua003@163.com, hxyuan97@163.com, li8747@hotmail.com

Abstract: The purpose of the current study is to analyze the effects of headrest characteristics on neck injury in vehicle rear collisions via numerical simulations. To achieve this, simulations were set according to the rear impact test procedural in C-NCAP 2015 using a human finite element model which has been built and validated. The results show that the horizontal distance between the headrest and head is the most important parameter affecting neck injuries. Generally, a longer horizontal headrest distance leads to a higher injury risk to the neck. However, multi impacts between the head and headrest may happen when the horizontal headrest distance is too short. This finding suggests that it is better to keep the horizontal headrest distance at an appropriate level to reduce neck injury risk and avoid multi impacts, which may reduce the NIC by 11%-26%. The results also show that the head contact force reaches the minimum value when the headrest top and head top are at the same height level, and the NIC value could be reduced by 13%. The headrest angle can affect the direction of the head contact force and neck kinematics. The NIC value could be reduced by 6%-11% when setting the headrest at a small angle to the anti-clockwise direction.

Keywords: vehicle rear collision; headrest characteristics; neck injury

汽车后碰撞中头枕参数对颈部损伤的影响仿真研究

蔡志华¹, 黄星源¹, 李桂兵¹

¹ 湖南科技大学 机电工程学院, 湖南 湘潭 411201

Email:caizhihua003@163.com, hxyuan97@163.com, li8747@hotmail.com

摘要: 为了分析后碰撞过程中头枕参数对颈部损伤的影响, 利用建立与通过验证的模型, 参考我国新车评价规程 C-NCAP 2015 版后碰撞测试工况, 以颈部损伤程度为指标, 分析汽车头枕位置参数对颈部损伤的影响。结果表明头枕与乘员头部水平距离对颈部损伤影响最大, 距离越长颈部损伤越严重, 但距离过短时, 乘员在安全带的约束下, 头部会反复与头枕碰撞, 头枕与头部保持适当水平距离并保证不发生反复碰撞时, NIC 值相对降低 11%~26%。头枕与头部竖直距离在头枕顶端与头部顶端平齐时, 头部与头枕接触受力最小, NIC 值相对降低约 13%。头枕倾角影响头部反作用力方向, 进而影响颈部屈曲运动, 头枕逆时针小角度倾斜时, NIC 值相对降低 6%~11%。

关键词: 车辆后碰撞; 头枕参数; 颈部损伤

1 引言

汽车后碰撞中约有 90% 会引起不同程度的挥鞭伤^[1]。挥鞭伤会导致患者颈痛、头痛、背痛等, 严重者甚至会导致运动功能障碍以及记忆、思维等方面能力下降, 并且有可能留下后遗症^[2]。美国每年因外力导致的颈部损伤造成的经济损失达 70 亿美元^[3], 欧洲每年因颈部损伤造成的经济损失高达 50-110 亿美元^[4]。因此, 深入理解汽车碰撞过程中颈部的生物力学响应与损伤机制, 提出科学有效的颈部损伤防护方案具有重要意义。

近半世纪来, 国内外学者对人体颈部动力学响应与损伤进行了大量的试验研究, 主要方法包括机械假人实

验、尸体实验以及志愿者实验^[1]。其中机械假人实验模型结构简单，目前主要应用于整车与汽车零部件安全性评价，但其生物逼真度较低。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，目前开展较困难。有限元仿真具有实验成本低、可重复性、结果较为准确等优点，目前已经成为人体损伤生物力学的重要研究方法^[5-15]。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的研究，其中有代表性的模型有 Halldin 等人^[5]、Pramudita 等人^[6]、White 等人^[7]、Shateri 等人^[8]的模型。国内研究机构也开展了相应的研究，湖南大学^[9,10]、吉林大学^[11]、天津科技大学^[12,13]、上海中医药大学^[14]、中德脊柱外科中心^[15]等机构都建立了人体颈部有限元模型，并对模型进行了有效性验证，利用各自的模型开展了不同工况下的颈部生物力学响应与损伤研究。

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理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，椎间盘、关节软骨等部位的受力情况。而头枕是后碰撞唯一与头部接触的汽车部件，能在较大程度上影响后碰撞的颈部损伤。研究头枕位置参数对颈部损伤的影响，有利于更好地预防和降低颈部损伤程度。因此，本论文利用具有高度生物逼真度的人体有限元头-颈部模型，基于我国新车评价规程 C-NCAP 2015 版后碰撞测试工况和颈部损伤标准，深入分析汽车头枕参数对颈部损伤的影响。研究结果将为有效降低车辆后碰撞中的人体颈部损伤提供生物力学参考。

2 模型建立

2.1 人体模型建立

本文中使用的身体模型是基于中国人体解剖建立的完整国人有限元模型，模型包括肋骨、胸骨、椎骨、椎间盘、锁骨、肩胛骨、骨盆、皮肤、肌肉、四肢、头颈部等组织^[16]。整人模型已参考国内外公认的生物力学实验数据进行了有效性验证，主要包括 Kroell 等人的正碰撞尸体试验^[17]和 Eppinger 等人的侧碰撞尸体试验^[18]。头颈部模型在原有基础模型上对椎间盘、小关节和肌肉组织进行了改善^[19]，并根据 Nightingale 等^[20]和 Camacho 等^[21]报道的头颈部尸体轴向冲击实验数据对其生物力学特性进行有效性验证。在上述模型验证中，该模型动力学响应、碰撞接触力、损伤状况与试验结果基本符合，能准确模拟人体动力学和生物力学性能，以及反映人体损伤状态的能力，可应用于汽车碰撞安全损伤研究中。

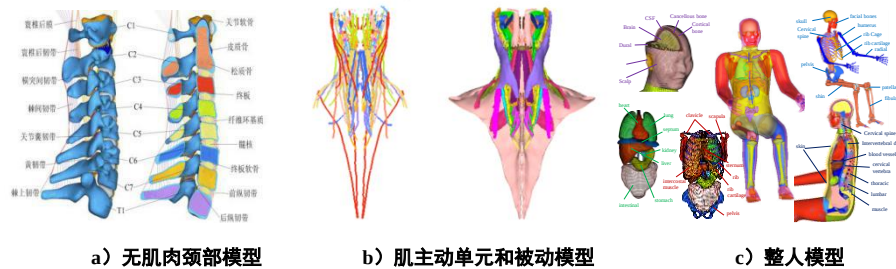


Figure 1. Human body finite element models, a) cervical vertebra, b) cervical soft tissue, c) whole body

图 1. 有限元人体模型

2.2 安全带与后碰撞模型建立

考虑整车模型太过复杂，将后碰撞系统简化为整人-座椅-安全带有有限元模型。座椅模型以某品牌汽车前座椅为参考建立，包括头枕、坐垫和靠背三部分。其中头枕模型包括 2680 个节点，2495 个单元，坐垫靠背模型包括 7914 个节点，7947 个单元。由于本文主要研究汽车头枕参数对后碰撞中颈椎损伤的影响，所以暂不考虑坐垫和靠背的变形与接触刚度，材料定义为刚性材料。为使模型更贴合实际情况，以人体模型臀部和背部为基准，对坐垫和靠背网格变形，变形效果如图 2 所示。头枕材料则定义为柔性可变形材料，以低密度泡沫模拟。

安全带模型为三点式安全带，默认安全带处于锁紧状态，所以将卷收器和滑环简化为固定点。安全带模型主要部分为织带结构，织带分为一维织带和二维织带。二维织带为四面体壳单元，覆盖人体模型的骨盆和胸腔，较好地模拟安全带与乘员的空间结构。一维织带为梁单元，作为二维织带与固定点的连接单元。二维织带宽度为 50mm，厚度为 1mm，如图 2 所示。安全带模型共包括 1111 个节点，878 个单元。

后碰撞仿真系统由整人模型、座椅模型和安全带模型装配而成。安全带模型与整人模型的装配根据整人模型胸腔和盆骨确定，一条二维织物单元从整人模型左侧肩部位置至右侧臀部位置，中间覆盖胸腔部位，另一条二维织物单元从左侧臀部位置至右侧臀部位置，中间覆盖骨盆部位。最终根据三点式安全带结构确定固定点位置，并用一维单元连接二维单元和固定点。整人模型与安全带模型接触定义为自接触，与座椅模型接触为面面接触。最终后碰撞仿真系统如图 2 所示。

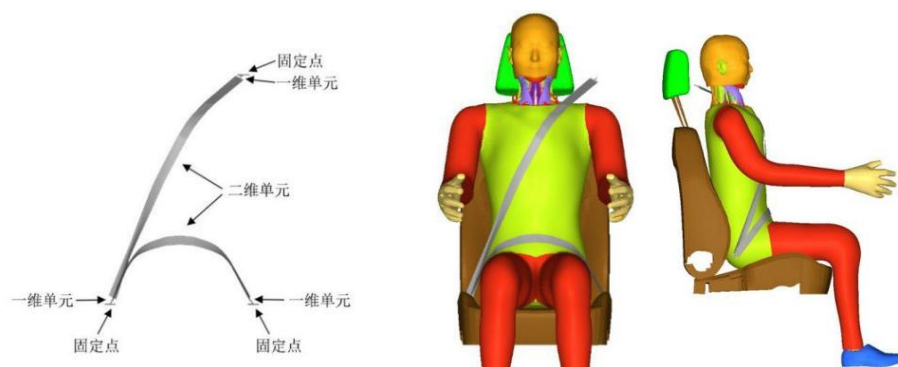


Figure 2. Seat belt finite element model and rear collision simulation system

图 2. 汽车安全带与后碰撞仿真系统

2.3 加载情况和边界条件

本文根据我国新车评价规程 C-NCAP 2015 版后碰撞测试具体工况，设置后碰撞仿真系统的加载和边界条件为：整人模型按照 H 点水平且与 R 点重合、面部朝正前的方式放置在座椅模型的正中位置，安全带模型覆盖整人模型的胸腔和盆骨位置。由于后碰撞中方向盘对头颈运动影响较小，因此不考虑方向盘的影响。加速度波形的时间范围为 0ms 至 150ms，波形持续时间为 $\Delta T = 91ms \pm 3ms$ ，加速式台车的速度变化量为 $\Delta V = 15.65km/h \pm 0.8km/h$ [22]。整人与头枕、安全带摩擦系数为 0.3，整个后碰撞仿真系统处于 1g 重力场。座椅模型加载的 C-NCAP 后碰撞加速度脉冲如图 3 所示。

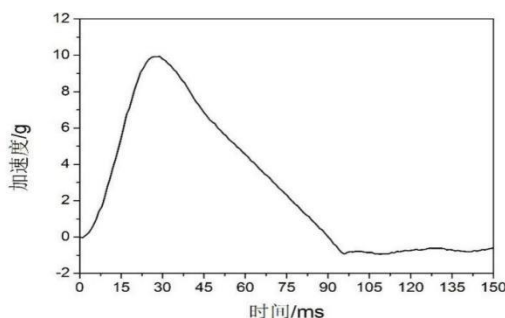


Figure 3. The acceleration pulse of C-NCAP 2015 rear crash test^[19]

图 3. C-NCAP 后碰撞测试加速度脉冲

3 头枕位置对颈部损伤的影响

本文利用高精度、高生物拟合度头颈部模型组成的后碰撞仿真系统模拟 C-NCAP 2015 版后碰撞工况，研究

头枕倾角、头枕与头部水平距离和头枕与头部竖直距离对后碰撞颈部损伤的影响。各参数定义如图 4 所示，其中头枕倾角为头部最后点切线与头枕中心线的夹角，头枕与头部水平距离为头部最后点与头枕前平面的水平距离，头枕与头部的竖直距离为头部订点与头枕上平面的竖直距离，以上定义均以侧视图为视角。

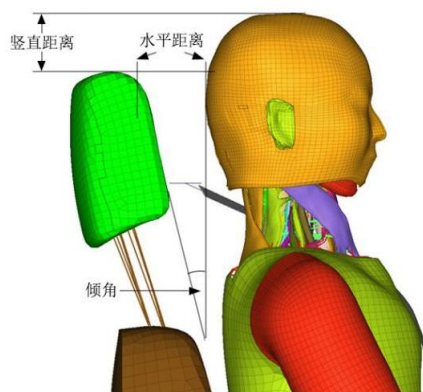


Figure 4. Headrest parameters diagram

图 4. 头枕位置参数示意图

3.1 头枕水平位置对颈部损伤的影响

根据国人日常驾驶习惯，头部与头枕的水平距离在 10 mm-100 mm 之间。因此本文考虑头枕与头部水平距离为 10 mm、50 mm、90 mm 三种工况，分别建立后碰撞仿真模型进行仿真分析。仿真中头枕与头部竖直距离和头枕倾角固定，分别为 0 mm 和 0° 。

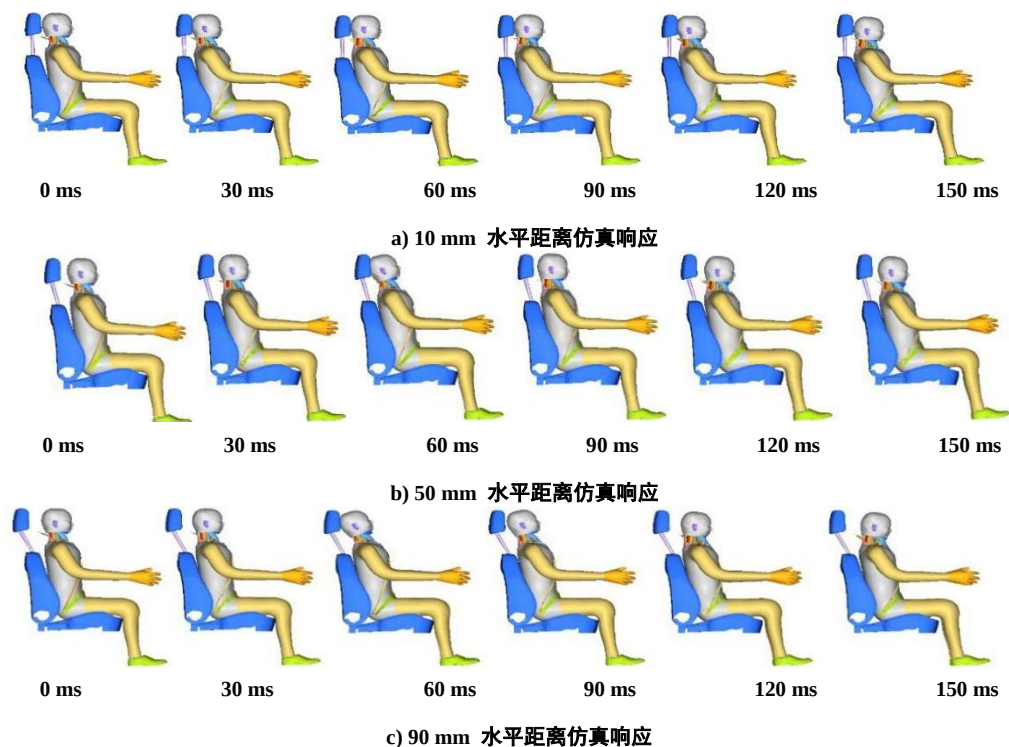


Figure 5. Kinematic response for different headrest horizontal distance, a) 10 mm, b) 50 mm and c) 90 mm

图 5. 不同头枕水平距离仿真动态响应

图 5 所示为不同头枕水平距离的仿真动态响应，对比图中三种工况可知，头枕水平距离对头颈部动态响应有明显影响。10 mm 工况下，30 ms 时头部与头枕接触后迅速反弹，胸部跟随头部反弹被安全带约束，并带动头部第二次向后运动，120 ms 时头部第二次与头枕碰撞，最终头部在 150 ms 时仍有向前运动趋势；50 mm 工况下，60 ms 时头部与头枕接触，此时颈部为伸展状态，碰撞后头部受到向前方向的反作用力，胸腹部受到靠背斜上方向的反作用力，人体开始朝斜上方运动，颈部呈现屈曲状态，120 ms 时胸腹受安全带约束，人体逐渐回到初始状态；90 mm 工况下，60 ms 时头部与头枕开始初步接触，由于相对距离远，颈部被拉伸程度较大，头部与头枕的接触点位置朝上偏移，头部经反弹后持续向前运动，直到 150 ms 时，颈部仍然为屈曲状态。

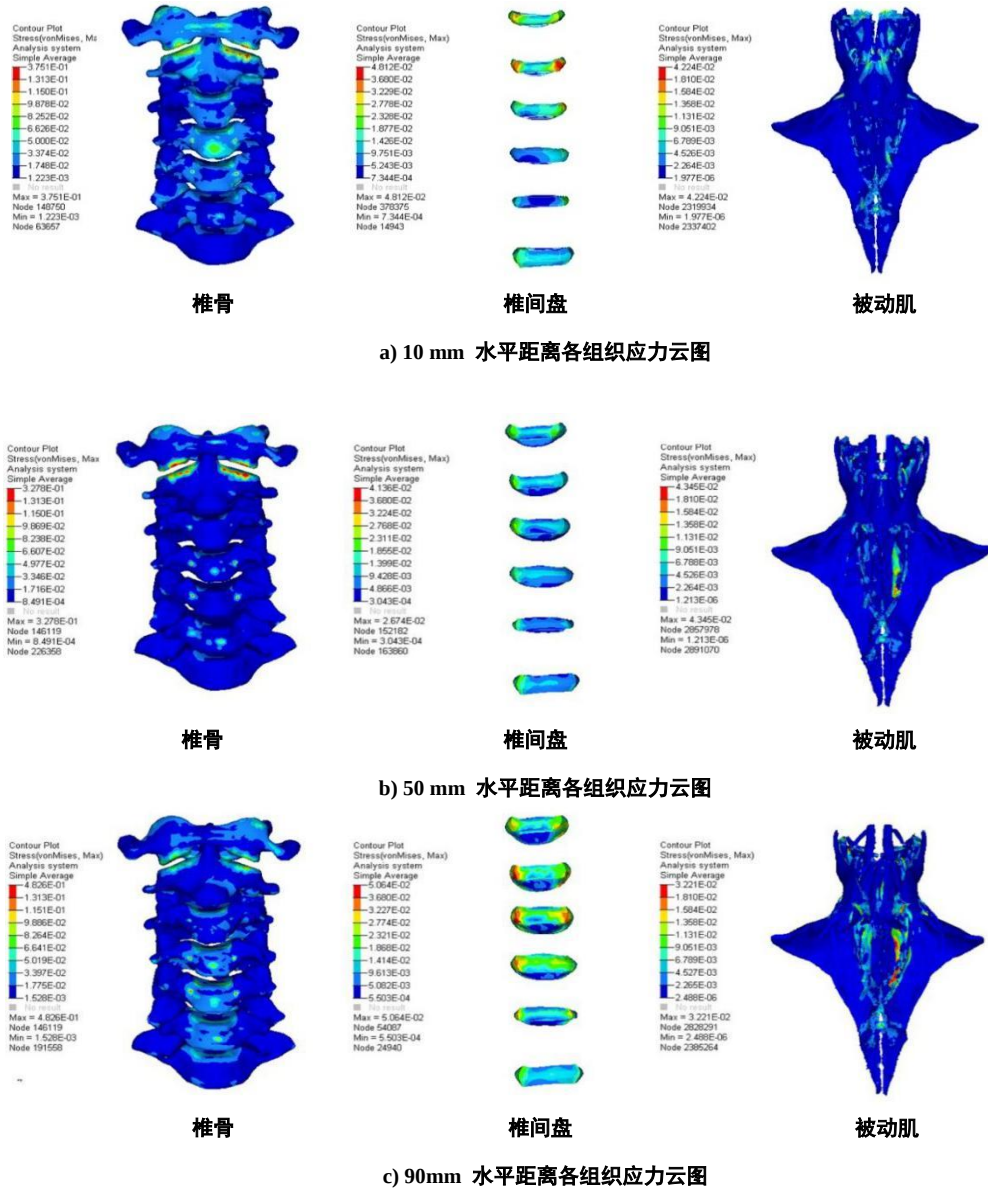


Figure 6. Neck stress nephogram for different headrest horizontal distance, a) 10 mm, b) 50 mm and c) 90 mm

图 6. 不同头枕水平距离颈部各组织应力云图

图 6 所示为不同头枕水平距离下的颈部各组织应力云图，结合图 5 可知，后碰撞过程中头颈相对运动较大，因此寰枢关节处应力较大。其余椎骨部分的应力主要集中在 C3-C5 颈椎的前侧，主要是因为 C3-C5 颈椎前侧拉

伸较大。椎间盘同样由于 C3-C5 前侧拉伸较大，因此应力主要集中在 C3-C5 椎间盘的前侧两端。肌肉应力一部分集中在颈部底端的背部肌肉上，另一部分集中在与枕骨连接的肌腱上。主要是由于颈部底端的背部肌肉与靠背直接接触，受到了较大的反作用力，而与枕骨接触的肌腱直接受到头部的拉力，因此应力较大。对比分析可知，头枕水平距离为越大时颈椎应力集中现象相对较弱，但椎间盘和被动肌的应力集中现象却相对明显。这可能是由于在颈部发生较大伸展拉伸运动时软组织作用更显著，同时也更易引起颈部挥鞭伤。

表 1 统计了根据颈部损伤 NIC 准则计算的 NIC 颈部损伤值。NIC 值越大则认为颈部损伤程度越严重，若 NIC 值低于 $15 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$ 则认为颈部没有损伤。同时根据 C-NCAP 2015 版要求以头部和头枕分离时刻的各组织最大应力评估头枕防护作用。根据表 1 可知，当水平距离为 50 mm 时，NIC 值为 14.5，颈部没有损伤，其余两个工况颈部都出现了损伤，90 mm 的损伤程度最大。50 mm 工况下椎骨、椎间盘和主动肌最大应力也比其余两工况小，由于被动肌最大应力是与靠背碰撞造成，因此不作为头枕评估的参数。综合来看，保持头枕与头部水平距离为 50 mm 时，头枕能起到较好的防护作用，降低后碰撞颈部损伤程度。头枕与头部水平距离越大，损伤程度越严重。

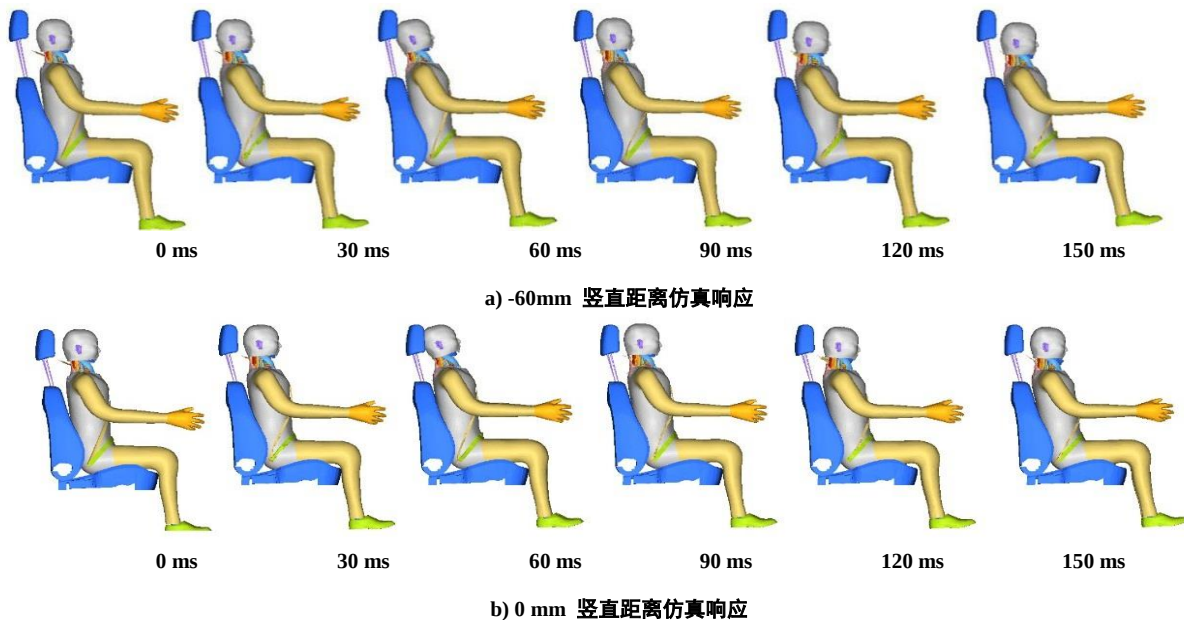
Table 1. NIC value and the maximum stress of tissue for different headrest horizontal distance

表 1. 改变水平距离的 NIC 值与各组织最大应力

水平距离 /mm	NIC / $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$	椎骨应力 /MPa	椎间盘应力/MPa	主动肌应力 /MPa	被动肌应力 /MPa
10	16.4	375.1	48.1	175.1	42.2
50	14.5	327.8	26.7	195.2	43.5
90	19.5	482.6	50.6	265.4	32.2

3.2 头枕竖直位置对颈部损伤的影响

根据国人日常驾驶习惯，乘员头部与头枕竖直距离为 60 mm 至 60 mm 之间，以向上方向为正向，设定头枕与头部竖直距离为 -60 mm、0 mm、60 mm 三种工况，头枕与头部水平距离和头枕倾角固定，分别为 50 mm 和 0° 。



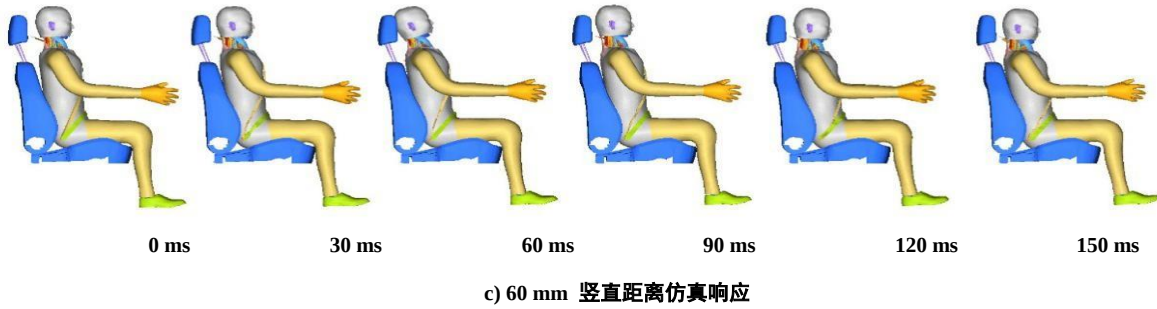
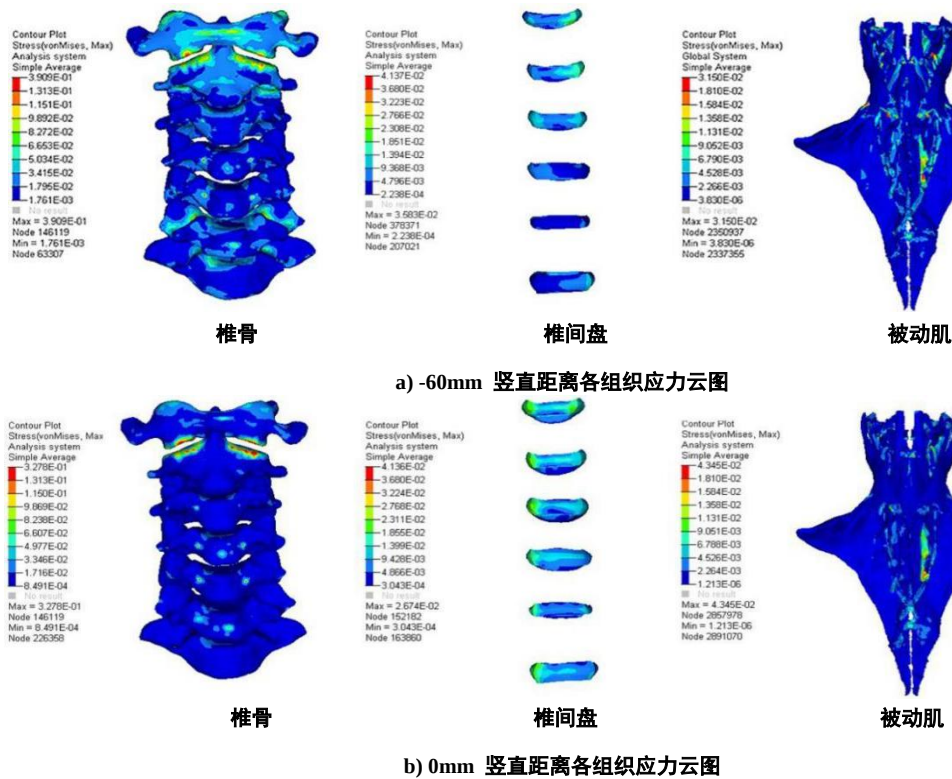


Figure 7. Kinematic response for different headrest vertical distance, a) -60 mm, b) 0 mm and c) 60 mm

图 7. 改变竖直距离仿真动态响应

图 7 所示为改变头枕与头部竖直距离仿真响应图，对比图中三种工况可知，改变头枕竖直距离头颈部响应变化不大，头颈部的运动趋势基本相似。均在 60 ms 时头部接触头枕，随后在反弹力作用下，头部带动胸部向前运动，颈部处于屈曲状态，120 ms 时胸部受到安全带约束，开始趋于稳定。不同的是，-60 mm 工况中，头部只有上半部分与头枕接触，60 mm 工况中，头部只有下半部分与头枕接触，由于接触面积减小，单位面积受力增大，可能会对颈部损伤造成影响。



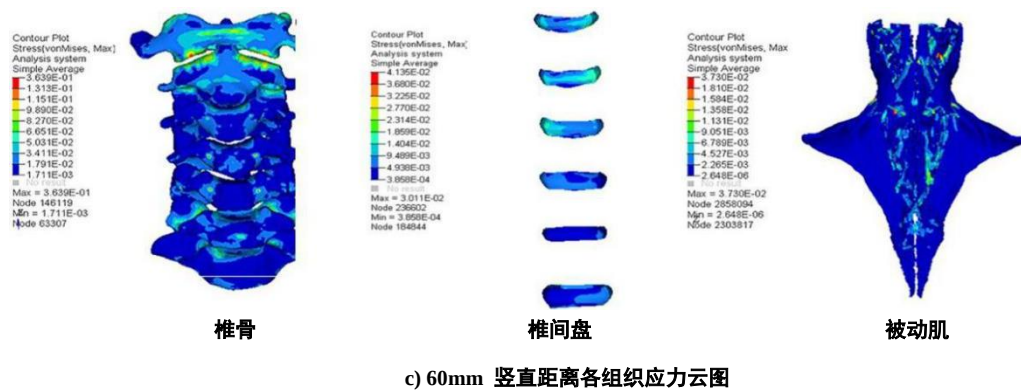


Figure 8. Neck stress nephogram for different headrest vertical distance, a) -60 mm, b) 0 mm and c) 60 mm

图 8. 改变竖直距离颈部各组织应力云图

图 8 所示为改变竖直距离的各组织应力云图，椎骨应力与改变水平距离工况相似，由于头颈部相对运动较大，寰枢关节部位应力最大。-60 mm 工况下，由于碰撞部位在头部上半部分，反作用力中包含向下方向的分力，与靠背对胸腹部向上方向力的共同作用下，寰枢屈曲运动更剧烈，因此-60 mm 时，寰枢关节受力比其他工况更大。椎间盘应力主要集中在边缘两侧位置，不同的是，0 mm 工况下的椎间盘应力比-60 mm 和 60 mm 工况分布更均匀。被动肌在-60 mm 工况中，应力大的部位最多，其次为 60 mm 工况，0 mm 工况高应力部位最少。

Table 2. NIC value and the maximum stress of tissue for different headrest vertical distance

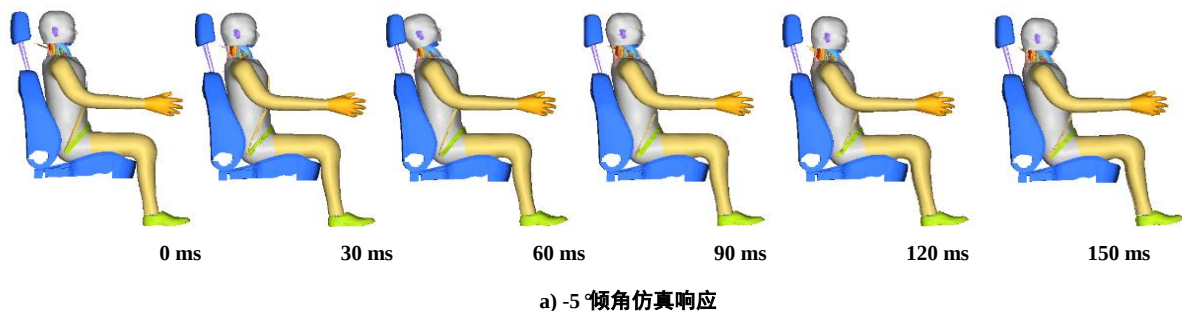
表 2. 改变竖直距离 NIC 值与各组织最大应力

竖直距离 /mm	NIC $/m^2 \cdot s^{-2}$	椎骨应力 /MPa	椎间盘应力/MPa	主动肌应力 /MPa	被动肌应力 /MPa
-60	16.8	390.9	68.2	245.3	31.5
0	14.5	327.8	26.7	195.2	43.5
60	16.9	363.9	63.0	212.4	37.3

根据表 2 可知，当竖直距离为 0 mm 时，NIC 值为 14.5，颈部没有损伤，其余两个工况颈部均出现损伤，且 0 mm 工况时椎骨、椎间盘和主动肌最大应力均小于其余两个工况。-60 mm 工况和 60 mm 工况的 NIC 值相差不大，但是-60 mm 工况的椎骨、椎间盘和肌肉组织的应力比 60 mm 工况时大，更容易导致进一步损伤。被动肌最大应力是与靠背碰撞造成，不作为头枕评估的参数，但是从图 8 中可以看出，0 mm 工况的高应力部位少于其余两个工况。因此，头枕与头部竖直距离较小时，头枕对颈部损伤的防护作用最好。

3.3 头枕倾角对颈部损伤的影响

日常驾驶中头枕倾角在变化弧度较小，大概为-5°到 5°之间。因此以顺时针方向为正向，设定头枕倾角分别为-5°、0°、5°的三种工况，头枕与头部水平距离和竖直距离固定，分别为 50 mm 和 0 mm。



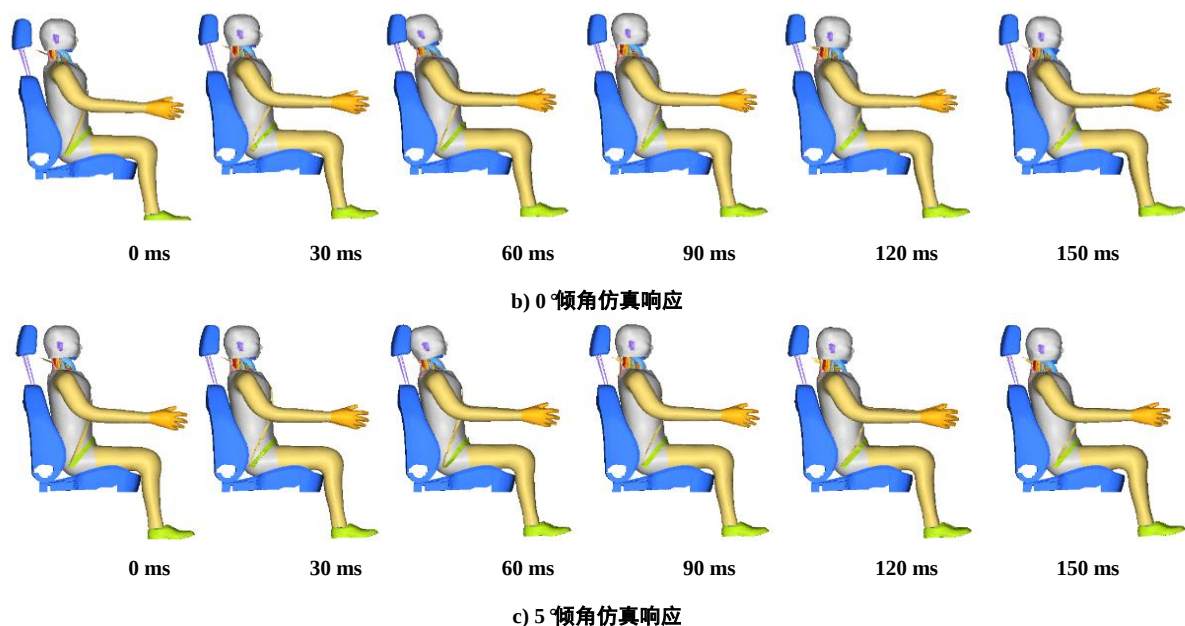
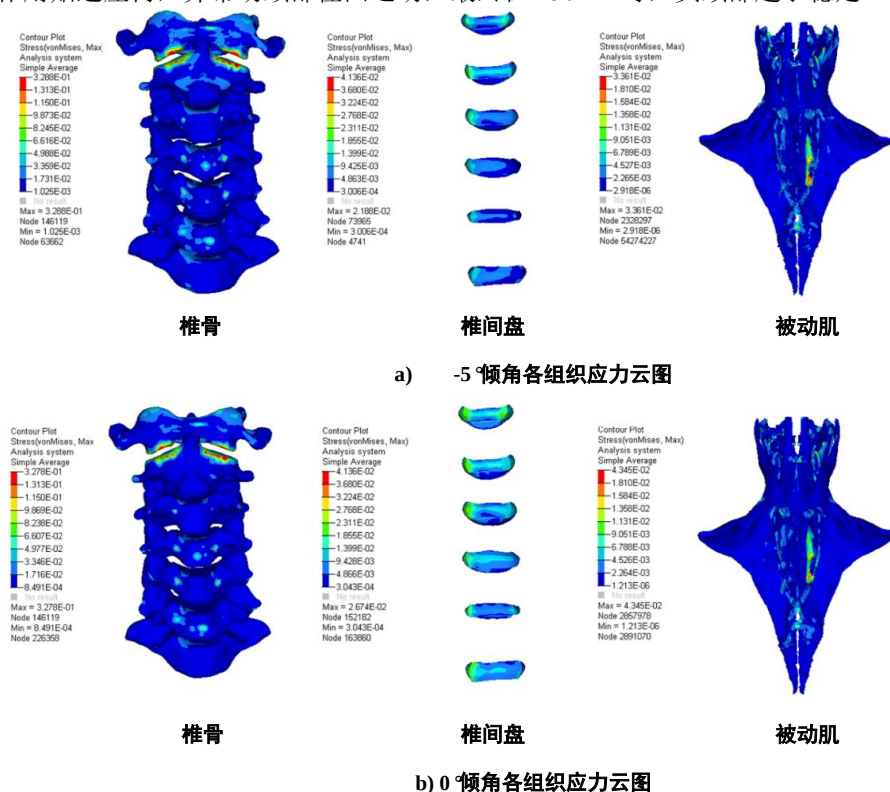


Figure 9. Kinematic response for different headrest angle, a) -5° , b) 0° and c) 5°

图 9. 改变倾角仿真动态响应

图 9 为改变头枕倾角仿真响应图，头部与头枕接触后， -5° 倾角工况头枕反作用力包含向上方向的分力，头部反弹之后有向上运动的趋势，与胸腹部运动趋势一致，因此颈部轴向压力减小，反弹后的颈部屈曲运动有所缓解。 0° 倾角头枕反作用力方向主要为正前方向，碰撞后头部朝前运动，颈部处于屈曲状态。 5° 倾角工况头枕反作用力包含向下方向的分力，颈部轴向压力加大，屈曲运动最为剧烈。120 ms 时，三种工况下的胸腹部均受到安全带的约束作用贴近座椅，并带动颈部往回运动，最终在 150 ms 时，头颈部趋于稳定。



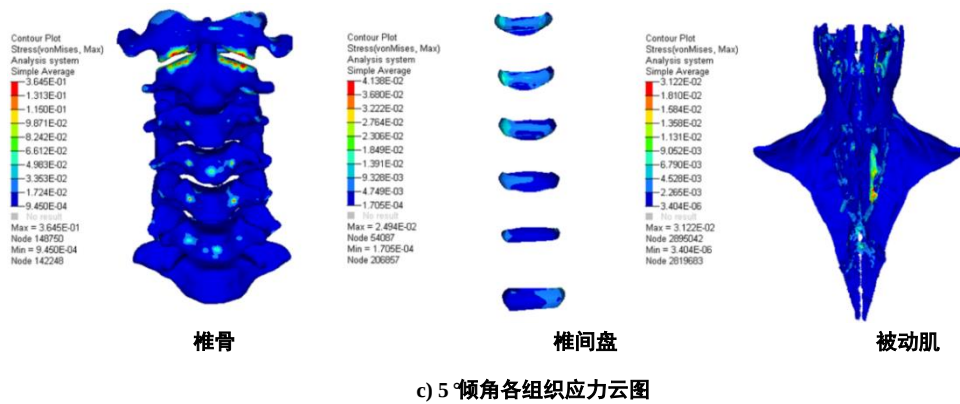


Figure 10. Nick stress nephogram for different headrest angle, a) -5°, b) 0° and c) 5°

图 10. 改变头枕倾角颈部各组织应力云图

图 10 所示为改变头枕倾角的各组织应力云图，三种工况的椎骨应力分布大致一样，-5°工况颈部屈曲运动平和，应力较分散，0°工况和 5°工况颈部屈曲运动逐渐剧烈，应力同样逐渐增大且集中。椎间盘应力集中在两侧，-5°工况中应力最小，0°工况应力最大，但更为分散。5°工况应力较 0°工况更小，但集中在 C2-C5 椎间盘上。被动肌应力分布三种工况相似，最大应力位置均位于与靠背接触的背部肌肉上，其余应力较大的位置则主要集中在上颈部肌肉部分。

Table 3. NIC value and the maximum stress of tissue for different headrest angle

表 3. 改变头枕倾角 NIC 值与各组织最大应力

倾角	NIC /m ² s ⁻²	椎骨应力 /MPa	椎间盘应力 /MPa	主动肌应力 /MPa	被动肌应力 /MPa
-5 °	13.6	328.9	21.9	183.1	33.6
0 °	14.5	327.8	26.7	195.2	43.5
5 °	15.3	364.5	25.0	207.9	31.2

根据表 3 可知，当头枕倾角为-5°和 0°时，颈部均无损伤，且-5°时 NIC 值比 0°时更小，分别为 13.6 和 14.5。同样-5°工况的各组织的最大应力较 0°工况更小。5°工况时 NIC 值为 15.3，认为颈部出现损伤，且 5°工况除被动肌最大应力外其余组织最大应力均比其余两个工况大。综上，当头枕倾角为-5°时，颈部屈曲运动较平和，颈部损伤程度最小。

4 结论

本文介绍了头颈部模型与整人模型的合并、座椅模型与安全带模型的建立，以及装配后碰撞仿真系统的过程。利用后碰撞仿真系统模拟 C-NCAP 2015 版测试工况，改变头枕与乘员头部水平距离和竖直距离以及头枕倾角进行仿真，根据 NIC 颈部损伤准则和头部与头枕分离时刻的各组织最大应力评估颈部损伤程度。仿真结果显示，当头枕倾角为-5°，水平距离为 50 mm，竖直距离为 0 mm 时 NIC 值最小，颈部没有出现损伤，其次 NIC 值较小的工况为头枕倾角为 0°，水平距离为 50 mm，竖直距离为 0 mm，也未出现损伤。其余工况均出现损伤，水平距离 90 mm，竖直距离为 0 mm，倾角为 0°时 NIC 值最大，颈部损伤最严重。结果表明头枕与乘员头部水平距离对颈部损伤影响最大，距离越长颈部损伤越严重，但距离过短时，乘员在安全带的约束下，头部会反复与头枕碰撞，头枕与头部保持适当水平距离并保证不发生反复碰撞时，NIC 值相对降低 11%~26%。头枕与头部竖

直距离在头枕顶端与头部顶端平齐时，头部与头枕接触受力最小，NIC 值相对降低约 13%。头枕倾角影响头部反作用力方向，进而影响颈部屈曲运动，头枕逆时针小角度倾斜时，NIC 值相对降低 6%~11%。

References (参考文献)

- [1] WATANABE Y, ICHIKAWA H, KAYAMA O, et al. Influence of seat characteristics on occupant motion in low-speed rear impacts[J]. *Accident Analysis & Prevention*, 2000, 32(2): 243–250.
- [2] VON KOCH M, NYGREN A, TINGVALL C. Impairment pattern in passenger car crashes, a follow-up of injuries resulting in long-term consequences[C]//PROCEEDINGS OF THE FOURTEENTH INTERNATIONAL TECHNICAL CONFERENCE ON ENHANCED SAFETY OF VEHICLES. 1995.
- [3] O'NEILL B. Head restraints—the neglected countermeasure[J]. *Accident Analysis & Prevention*, 2000, 32(2): 143–150.
- [4] ROMILLY D P, SKIPPER C S. Seat structural design choices and the effect on occupant injury potential in rear end collisions[R]. SAE Technical Paper, 2005.
- [5] HALLDIN P H, BROLIN K, KLEIVEN S, et al. Investigation of Conditions that Affect Neck Compression- Flexion Injuries Using Numerical Techniques[J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2000, 44(3): 127–38.
- [6] PRAMUDITA J A, UJIHASHI S, ONO K, et al. Analysis of Intervertebral Strain Response during Rear Impact Using Head-Neck Finite Element Model[G]//6th World Congress of Biomechanics. 2010, 31: 354–357.
- [7] WHITE N A, DANIELSON K A, GAYZIK F S, 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]. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 2014, 136.
- [8] SHATERI H, CRONIN D S. Out-of-Position Rear Impact Tissue-Level Investigation Using Detailed Finite Element Neck Model[J]. *Traffic Injury Prevention*, 2015, 16: 698–708.
- [9] Yang Jikuang, Yao Jianfeng. Development and Validation of a Human Neck FE Model in Impact Loading Condition[J]. 《*Journal of Hunan University*》, 2003, 30 (4): 40–46.
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(自科版)*, 2003, 30(4): 40–46.
- [10] CAO LiBo, DIAN Bo, LU Chang. Development and Validation of a Finite Element Model of the Human Neck Based on CT Images[J]. 《*Journal of Hunan University*》, 2009, 36(1): 24–29.
曹立波, 奠波, 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(自科版)*, 2009, 36(1): 24–29.
- [11] DU D Y, SONG X W, SUN X Y, et al. Development and Validation of a Finite Element Model of Human Cervical Spine Based on the Head-Neck Drop Test[J]. *Advanced Materials Research*, 2014, 934: 14–19.
- [12] ZHANG J-G, WANG F, ZHOU R, et al. A three-dimensional finite element model of the cervical spine: an investigation of whiplash injury[J]. *MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*, 2011, 49(2): 193–201.
- [13] LU Wen-le, RUAN Shi-jie, LI Hai-yan, et al. Development and validation of finite element model for 6-year-old pediatric neck[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2016, 31(2): 95–101.
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.
- [14] DENG zhen, WANG Huihao, NIU Wenxin, et al. Development and validation of a Three-Dimensional Finite Element Model of Inferior Cervical Spinal Segments C4-7 for a Healthy Person [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2016(4): 652–658.
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(4): 652–658.
- [15] HU Xiao-hui, HONG Xiang, HE Bing-fan, et al. 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2014, 29(6): 530–535.
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.
- [16] CAI Zhi-hua, LAN Feng-chong, CHEN Ji-qing, et al. Development and validation for finite element model of human thorax based on automotive impact injuries[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2013, 28(1): 36–43.
蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清等. 基于汽车碰撞损伤的人体胸部有限元模型构建与验证[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 36–43.
- [17] Kroell C K, Schneider D C, Nahum A M. Impact tolerance and response of the human thorax[J]. 1974.
- [18] Eppinger R H, Marcus J H, Morgan R M. Development of Dummy and Injury index for NHTSA's Thoracic Side Impact Protection Research Program[J]. 1984.
- [19] GUO Yingfu, HE Hongxi, NIU Wenxin, Cai Zhihua. Establishment and validation of a dynamic finite element model of human head-neck[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2017, 32(5): 393–400.
郭迎福, 何鸿曦, 牛文鑫, 蔡志华. 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.
- [20] NIGHTINGALE RW, MCELHANEY JH, RICHARDSON WJ, et al. Dynamic responses of the head and cervical spine to axial impact loading[J]. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29 (3): 307–318. [21] 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.
- [22] China Automotive Technology & Research Center. Management rules of China-New Car Assessment Program[R]. 2015
中国汽车技术研究中心. 中国新车评价规程 C-NCAP 管理规则[R]. 2015.