

文章编号:1671-1637(2026)04-0319-14

面对面乘坐场景下座椅靠背刚度与角度 对老年乘员正面碰撞损伤的影响

武和全^{*1,2}, 米海林¹, 蔡进爵¹, 李奇奇¹

(1. 长沙理工大学机械与运载工程学院, 湖南长沙 410114; 2. 长沙理工大学
工程车辆轻量化与可靠性技术湖南省高校重点实验室, 湖南长沙 410114)

摘要:为探究座椅靠背旋转刚度与角度对老年乘员在面对面场景下正面碰撞损伤的影响, 构建了含THUMS老年人体有限元模型的座椅系统 $56\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ 正面碰撞仿真模型; 通过对比正面实车碰撞试验对所采用的乘员约束系统与假人模型的耦合有效性进行了验证; 探究了前排座椅靠背 100° 标准角度与 125° 半躺角度结合刚性及柔性刚度特性对前后排老年乘员运动学响应及头、颈、胸、内脏、下肢等多部位损伤的影响机制。研究表明: 在正面碰撞仿真试验中, 对于前排乘员而言, 2种座椅角度中柔性座椅下乘员各部位的损伤概率远高于刚性座椅, 尤其在 100° 柔性座椅下的乘员头部损伤值均超出阈值, 有严重的头部损伤风险; 125° 柔性座椅下乘员的各部位损伤风险低于 100° 柔性座椅的乘员; 对于后排乘员而言, 各部位损伤指标值普遍较高, 胸部出现4处肋骨骨折且肺、心脏、肝脏应变超出阈值近2倍; 前后排乘员的下肢发生碰撞接触但未超过阈值, 4组试验中后排乘员在各部位的损伤值差异微小, 表明前排乘员运动对后排乘员损伤影响有限。可见, 未来座椅设计需兼顾刚性结构优化与角度调整, 以平衡安全性与舒适性, 同时需强化后排约束系统以分散冲击能量。

关键词:交通安全; 车辆被动安全; 正面碰撞; 面对面乘坐布局; 乘员损伤; 座椅刚度; 座椅角度
中图分类号:U467.14 **文献标志码:**A **DOI:**10.19818/j.cnki.1671-1637.2026.069

Impact of seat stiffness and angle on frontal crash injuries for elderly occupants in face-to-face seating configurations

WU He-quan^{*1,2}, MI Hai-lin¹, CAI Jin-jue¹, LI Qi-qi¹

(1. College of Mechanical and Vehicle Engineering, Changsha University of Science and Technology, Changsha 410114, Hunan, China; 2. Hunan Province Key Laboratory of Safety Design and Reliability Technology for Engineering Vehicle, Changsha University of Science and Technology, Changsha 410114, Hunan, China)

Abstract: To explore the impact of seat backrest rotational stiffness and angle on the injuries of elderly occupants in face-to-face scenarios during frontal collisions, a frontal crash simulation model at $56\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ was constructed, incorporating a seat system with the THUMS elderly human body finite element model. By comparing the results with frontal full-vehicle crash tests, the coupling

出版历程: 2025-04-29 收稿, 2025-07-21 修回, 2025-09-26 录用

基金项目: 国家自然科学基金项目(52575266, 52211530054); 湖南省普通高等学校科技创新团队(2024RC1029); 湖南省创新研究群体项目(2025JJ10006)

*作者简介: 武和全(1982-), 男, 湖北仙桃人, 教授, 工学博士, E-mail: csust_vehicle@hotmail.com。

引用格式: 武和全, 米海林, 蔡进爵, 等. 面对面乘坐场景下座椅靠背刚度与角度对老年乘员正面碰撞损伤的影响[J]. 交通运输工程学报, 2026, 26(4): 319-332.

Citation: WU He-quan, MI hai-lin, CAI jin-jue, et al. Impact of seat stiffness and angle on frontal crash injuries for elderly occupants in face-to-face seating configurations[J]. Journal of Traffic and Transportation Engineering, 2026, 26(4): 319-332.

effectiveness between the occupant restraint system and the dummy model was validated. The study focused on investigating the influence of the front seat backrest at the standard 100° angle and the semi-reclined 125° angle, combined with rigid and flexible stiffness characteristics, on kinematic responses and injuries to multiple body regions, including the head, neck, chest, internal organs, and lower extremities, of both front- and rear-row elderly occupants. The results indicate that, in the frontal crash simulation tests, for front-row occupants under both seat angles, the injury probabilities for various body regions in the flexible seat condition were significantly higher than those in the rigid seat condition. In particular, under the 100° flexible seat condition, the head injury values all exceeded the thresholds, indicating a severe risk of head injury. Under the 125° flexible seat condition, the injury risks for various body regions were lower than those under the 100° flexible seat condition. For rear-row occupants, the injury index values for various body regions were generally high, with four rib fractures occurring in the chest, and the strain values of the lungs, heart, and liver exceeding the thresholds by nearly two times. Lower extremity contact occurred for both front- and rear-row occupants but did not exceed the thresholds. Across the four sets of tests, the differences in injury values for various body regions of rear-row occupants were minimal, indicating that the motion of front-row occupants had a limited impact on rear-row occupant injuries. Future seat design needs to consider both rigid structural optimization and angle adjustment to balance safety and comfort, while strengthening the rear restraint system to disperse impact energy.

Keywords: traffic safety; passive vehicle safety; frontal collision; face-to-face seating configuration; occupant injury; seat stiffness; seat angle

Publication history: Received 2025-04-29; Received in revised form 2025-07-21; Accepted 2025-09-26

Funding: National Natural Science Foundation of China (52575266, 52211530054); Science and Technology Innovative Research Team in Higher Educational Institutions of Hunan Province (2024RC1029); Innovative Research Group Project of Hunan Province (2025JJ10006)

* **Corresponding author:** WU He-quan, professor, PhD, E-mail: csust_vehicle@hotmail.com.

0 引 言

在当今汽车工业蓬勃发展的时代,汽车正加速向电动化和智能化方向迈进。自动驾驶技术赋予了在途时间更多利用方式的可能性,并改变人们出行的顺序和提高主观幸福感^[1]。电动座椅作为智能座舱的核心组成部分,其重要性日益凸显。各车企为提升乘员的乘坐体验,纷纷推出多样化座椅设计^[2-3]。如问界 M7 和智己 LS7 的“零重力座椅”,伸展腿部支撑并后仰靠背至特定角度,以分散身体压力。极氪 MIX 的 270° 旋转座椅等,满足面对面乘坐等不同场景需求,提升乘坐体验。这些创新设计旨在满足不同场景需求(如半躺休息、面对面交流等),显著提升了乘坐舒适性与交互便利性。

与此同时,中国的人口老龄化上升速度极快,预计到 2030 年,65 岁及以上老年人口将占到总人口的 30%。这一趋势意味着未来将有更多老年人频繁参

与交通出行,保障老年乘员的出行安全与舒适至关重要。Caballero-Bruno 等^[4]研究表明不同座椅靠背角度对乘员舒适度有显著影响,半躺姿态在车辆行驶时能显著提升舒适度。Östling 等^[5]的调查结果发现,通过调节座椅倾斜角度与旋转方向等空间布局参数,可有效优化车辆行驶下乘客的体感舒适度。同时,社交互动是老年人出行的重要需求。Koppel 等^[6]调查发现,与其他乘客出行时,面对面交谈是最常见的活动。老年乘员的面对面乘坐方案设计在满足出行需求的同时,这种布局让家属能够直接观察老人的面部变化和肢体状态,便于及时发现晕车、心悸等突发状况并给予必要帮助。座椅可旋转调节设计,支持老年人切换半躺姿势缓解腰椎负担,交流双方依然保持面对面的沟通状态。

针对正面碰撞过程中后排乘员和老年乘员的损伤研究,李海岩等^[7]研究后排乘员在正面碰撞试验中的损伤风险结果表明头部与前排座椅碰撞造成头颈部严重损伤,胸部黏性准则 VC 值为 0.34,且压缩

量较高,肺部受挤压而造成损伤。武和全等^[8]针对汽车正面碰撞中后排乘员不同坐姿的损伤差异,发现左倾15°坐姿损伤最严重。Tatem^[9]研究指出,在正面碰撞中,后排老年乘员(75岁以上)因安全带约束不足导致胸腹部损伤风险显著升高,其致命风险较前排同龄乘客增加4倍。Beck等^[10]研究发现,正面碰撞中后排乘员的胸腹部AIS2+损伤最为常见,安全带是主要致伤源,且损伤模式存在年龄差异,老年人以胸部损伤为主,年轻人多发腹部及胸腰椎损伤。Rao等^[11]研究表明,由于骨质疏松和胸廓顺应性下降等生理因素,老年乘员在碰撞中胸腰椎损伤发生率可高达21.48%。Choi等^[12]研究表明,老年乘员在近侧碰撞中面临显著升高的胸部重伤风险,且55岁以上群体较年轻乘员损伤风险增加2.5倍以上。

针对座椅角度和刚度的研究,Hasija等^[13]对未来自动驾驶中倾斜和后向座椅进行模拟分析,发现随着座椅靠背角度的增加,头部旋转损伤指标(Brain Injury Criterion, BrIC)呈上升趋势,而胸部偏转随着座椅靠背角的增加而减小。Miller等^[14]研究通过尸体的正面碰撞试验表明,后排乘员在倾斜45°的坐姿下,肋骨骨折数量和腰椎损伤风险显著高于直立姿势,尤其在高速碰撞中更为明显。Kang等^[15]研究发现采用均质后向座椅的乘员因胸廓变形与座椅的刚性结构直接作用,导致肋骨骨折风险显著增加,其损伤机制主要与剪切应变及个体肋骨初始角度相关,而传统前-后压缩指标无法有效预测此类损伤。武和全等^[16-19]研究了不同坐姿(如标准、前移、后移、侧倾、大倾角等)在汽车正面碰撞中对乘员生物力学损伤模式的影响,指出非标准坐姿会显著增加头部加速度、胸腹部器官应变及韧带损伤风险,增加整体损伤风险。郭建保等^[20]发现AEB作用改变了传统碰撞的初始条件,同时还会触发乘员肌肉本能紧张反应,进而改变了乘员的生物力学特性,乘员头部、胸部因惯性前倾导致伤害增加。

国内外研究现状表明,现有关于正面碰撞工况下乘员损伤的研究主要聚焦于传统乘坐姿态(前排正向乘坐)中的单一乘员损伤机制,而针对特殊场景下的非传统乘坐模式(如面对面乘坐)尚未建立系统性的生物力学研究体系。在面对面乘坐的情况中,缺失前排座椅靠背隔挡,乘员姿势变化易导致身体相互接触,增加二次碰撞损伤可能性。本文构建了乘员面对面乘坐场景的碰撞仿真模型,以座椅靠背倾角与旋转刚度作为关键变量,通过多组对照试验

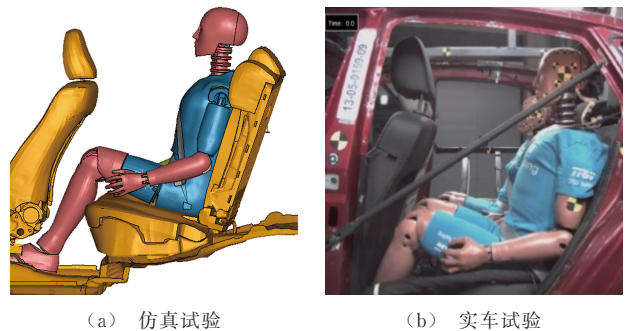
对前后排乘员的损伤值进行系统性对比分析,揭示了不同参数组合下乘员各部位损伤的变化规律,为汽车座椅设计标准提供科学依据,促进安全防护措施的优化,同时为老年乘员安全防护政策的制定提供重要数据支持。

1 有限元模型验证

1.1 乘员约束系统模型搭建

本文构建了某中型乘用车前后排座椅系统的简化有限元模型,对比正面实车碰撞试验对乘员约束系统与假人模型耦合的有效性进行了验证。

根据王东林等^[19]进行的假人正面实车碰撞试验,将仿真的加速度曲线设置成与实车试验一致。仿真试验模型参考实车试验建立,模型包括50百分位男性假人有限元模型、前排座椅、后排座椅、地板、三点式安全带、卷收器等,仿真模型和实车碰撞试验如图1所示。



(a) 仿真试验

(b) 实车试验

图1 仿真模型和实车碰撞试验

Fig. 1 Simulation model and physical vehicle crash test

调整仿真模型中假人的躯干和四肢姿态使其与实车碰撞中假人姿态一致,对整个仿真模型施加重力场,然后给台车模型的地板施加与实车试验相同的加速度曲线将其作为边界条件进行计算得到乘员的运动学响应。仿真碰撞加速度(a_{coll})与时间(t)曲线如图2所示。

1.2 乘员约束系统与假人模型耦合验证结果

通过对比仿真试验与王东林等^[19]实车试验中乘员在同一时刻的运动姿态,以及头部合成加速度曲线和胸部压缩量曲线,以此对搭建的乘员约束系统与假人耦合模型进行有效性验证,结果见图3。

由图3仿真与试验中乘员假人运动姿态响应可知:0~60 ms时,在惯性的作用下,躯干开始远离靠背,安全带开始对乘员施加约束力;60~80 ms时,胸腹部在安全带的限制下发生变形,头胸部在惯性冲击下发生前倾,四肢向前拉伸;80~100 ms时,头部

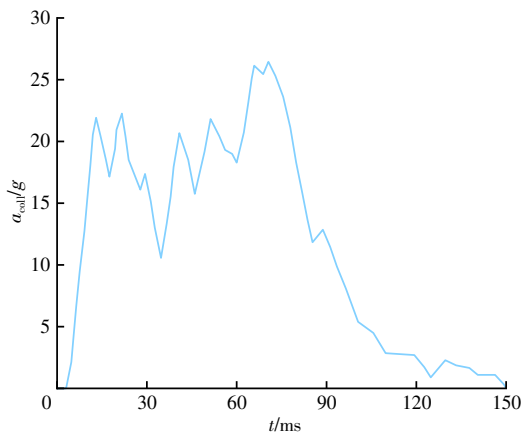


图2 仿真碰撞加速度-时间曲线

Fig. 2 Acceleration-time curve in simulated crash

前倾量达到最大值,头部与前座椅靠背发生碰撞,四肢继续被拉伸。通过与假人试验同时刻的姿态对比显示,仿真动画与试验假人录像在运动学响应上表现出高度一致性,颈部和下肢在各个时刻都具有高度的一致性。在安全带建模时选择1D单元和壳单元混合式建模,保证与人体接触部分为高精度壳网格,有效降低了仿真误差。最后通过图4(图中 a_h 为头部合成加速度)头部合成加速度对比和图5(图中 L_c 为胸部压缩量)胸部压缩量对比显示曲线的峰值和趋势具有高度一致性,并计算试验与仿真的头部质心合成加速度皮尔逊相关系数为89.2%,峰值差异值为1.4%;试验与仿真的胸部压缩量皮尔逊相关系数为97.2%,峰值差异值为3.0%,上述数据表明,接触区壳单元精细化建模显著提升了人体约束

系统的仿真精确度。

2 面对面场景下乘员正面碰撞仿真试验

2.1 面对面姿态乘员的正面碰撞模型搭建

为研究老年乘员乘坐在前排和后排情况下的损伤,面对面姿态乘员的正面碰撞有限元模型,由面对面乘坐的2个THUMS_Elderly_70YO_AM50_Occupant老年男性人体模型、汽车座椅、地板和三点式安全带等组成。通过尸体试验与THUMS老年人模型的对比研究,Takahira等^[21]验证了该模型的有效性。同时THUMS老年人模型相较于青年人模型进行了多项关键调整,例如调整了皮质骨的材料属性(屈服点、断裂点下移,断裂应变降低37%),减少了骨骼厚度(肋骨和锁骨皮质骨厚度减少28%,胸骨厚度从1.0 mm减至0.4 mm以符合老年骨折力范围),并将胸廓相对于脊柱的侧视角度向上增加了4°。

安全带织带与人体接触部分用壳单元建模,其他部分用1D单元建模。安全带织带带宽为50 mm,厚度为1.2 mm,密度为 $5.85 \times 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3}$,安全带加载力/卸载力-应变曲线如图6所示。将安全带锁扣、滑环和卷收器等固定点与汽车座椅结构刚性连接。为了对比分析座椅靠背旋转刚度对乘员损伤的影响,研究中采用了刚性座椅,它提供了一个理想化的参照基准,能够清晰地展现出座椅靠背刚度这

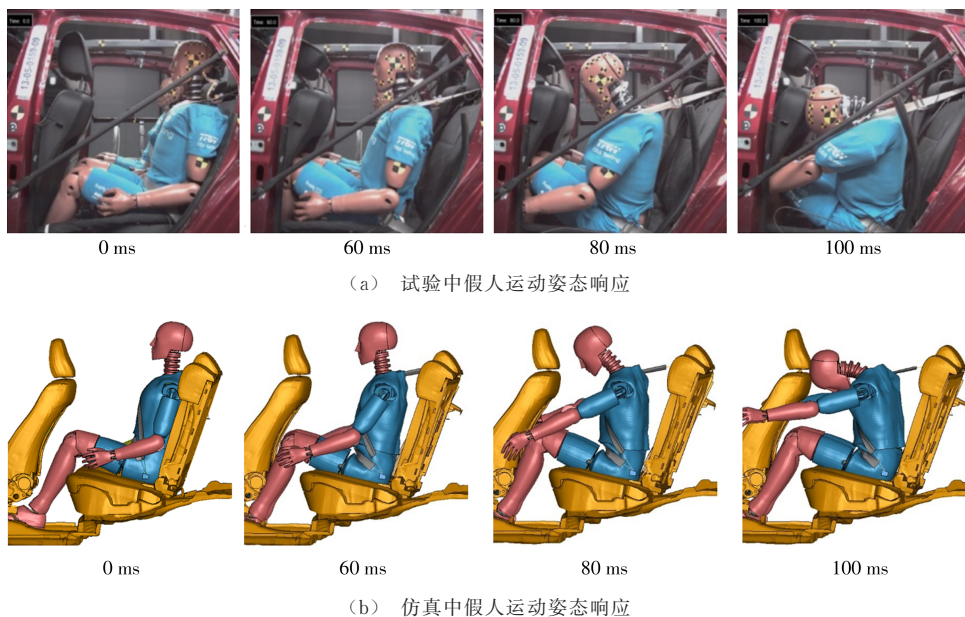


图3 仿真与试验中乘员假人运动姿态响应

Fig. 3 Kinematic and postural response of occupant dummies in simulation and experimental testing

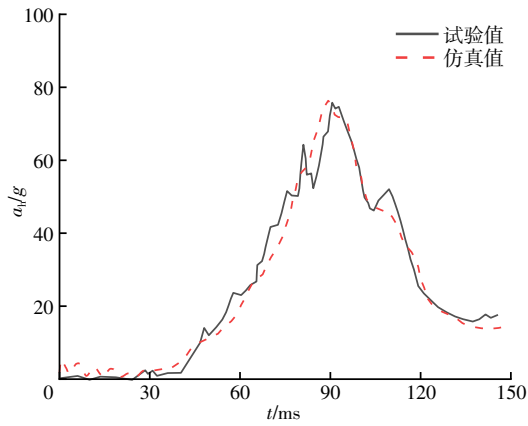


图 4 头部合成加速度对比

Fig. 4 Comparison of head synthetic accelerations

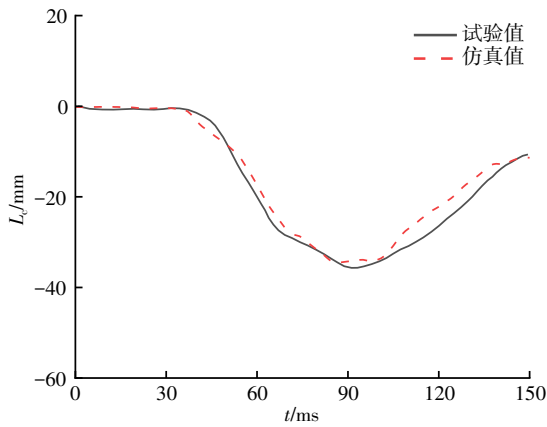


图 5 胸部压缩量对比

Fig. 5 Comparison of thoracic compressions

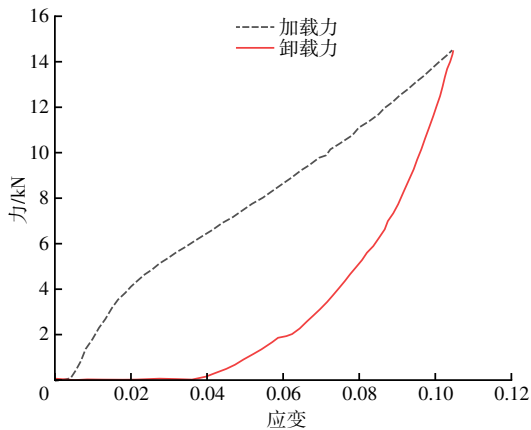


图 6 安全带加载力/卸载力-应变曲线

Fig. 6 Loading force/unloading force versus strain curve for the seat belt
 一关键变量对乘员损伤的影响差异。针对刚性座椅,座椅与坐垫进行刚性连接,座椅框架赋予刚性材料,材料密度为 $7.8 \times 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$,弹性模量为 $2.1 \times$

10^5 MPa ,泊松比为 0.28。针对柔性座椅,柔性座椅在靠背与坐垫连接处设置铰链连接,铰链设置了一个旋转刚度,对应着靠背扭矩与角度的变化。铰链位置如图 7 所示,旋转刚度参考 Ngo 等^[22]试验,旋转刚度曲线如图 8 所示,靠背的限位角度为 53° 。把前排座椅旋转 180° 朝向后排座椅,旋转轴设定为通过座椅坐垫结构质心的 Z 轴方向。取座椅初始角度 100° 作为标准姿态的靠背角度,以座椅靠背铰链处为旋转中心,调整靠背与坐垫夹角为 125° 作为半躺姿态的靠背角度。研究中 4 组试验的前后排座椅参数如表 1 所示。

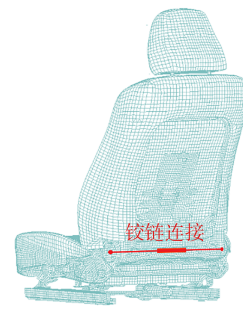


图 7 座椅铰链位置

Fig. 7 Seat hinge location

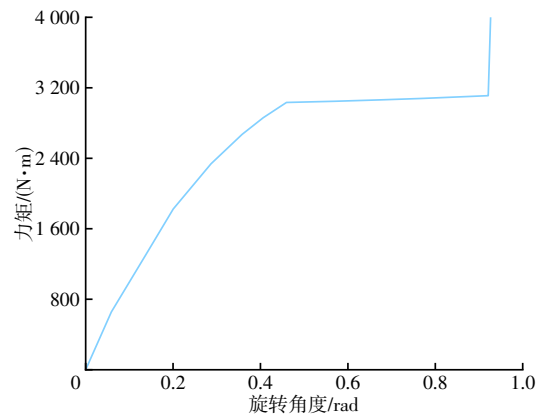


图 8 铰链旋转刚度曲线

Fig. 8 Hinge rotational stiffness curve

通过设置人体模型与座椅模型之间的接触关系,以确保两者相互作用时不会出现穿透。对座椅模型施加固定约束,使其在模拟过程中保持稳定。固定骨盆,对后排乘员腿部施加向右重力、前排乘员腿部施加向左重力,提取后排右移 35 mm 与前排左移 35 mm 的腿部姿态作为后续仿真的腿部姿态,此时前后排乘员腿部交错摆放。随后,对整个模型施

表 1 四组仿真中座椅靠背参数

Table 1 Seatback parameters in the four simulation configurations

试验 A		试验 B		试验 C		试验 D	
前排座椅	后排座椅	前排座椅	后排座椅	前排座椅	后排座椅	前排座椅	后排座椅
100°刚性	标准	100°柔性	标准	125°刚性	标准	125°柔性	标准

加重力载荷,以模拟人体在自然状态下的重力作用。当模型在重力作用下达到静力平衡状态时,人体模型与座椅之间的接触关系和应力分布已趋于稳定。使用 LSDYNA 中关键字*INTERFACE_SPRINGBACK_LSDYNA 输出平衡状态的 Dynain 文件,该

文件中的应力场随后通过*INCLUDE关键字作为后续仿真的初始状态读入。图9为平衡状态下前排乘员标准坐姿和半躺坐姿的面对面乘坐示意。将 $56 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ 正面碰撞工况下的乘员舱地板加速度曲线,作为边界条件加载到仿真模型的地板结构上。

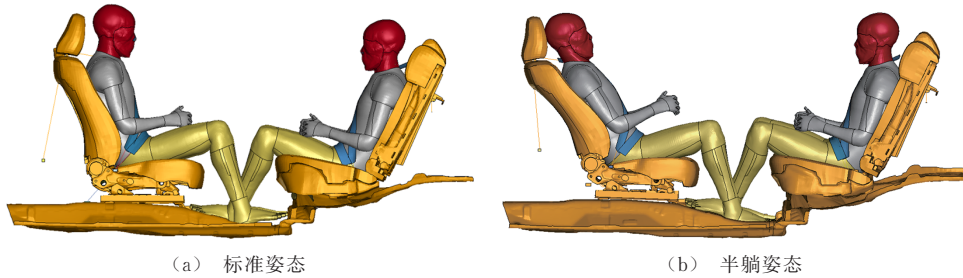


图9 不同坐姿面对面乘坐示意

Fig. 9 Schematic of different sitting postures in face-to-face seating configuration

2.2 仿真试验乘员损伤评价指标

2.2.1 乘员头部损伤评价指标

头部损伤是正面碰撞中乘员常见的严重损伤类型,头部线性损伤指标(Head Injury Criterion, HIC_{15})和头部旋转损伤指标(Brain Injury Criterion, BrIC)是广泛应用于评估头部损伤风险的2种重要指标。测量头部质心位置并在头部质心处建立小钢片并建立局部坐标系,将小钢片与颅骨进行绑定,后设置输出小钢片局部坐标系原点的节点数据。提取 THUMS 人体模型小钢片局部坐标系原点数据,计算头部损伤指标 HIC_{15} 和 BrIC 值。老年群体因脑血管脆性增加及脑萎缩导致颅内缓冲空间增大,同等加速度下更易发生弥漫性轴索损伤, HIC_{15} 可以有效预测其风险。老年人脑组织萎缩及神经元退化会加剧旋转惯性载荷下的脑实质剪切损伤, BrIC 指标通过量化角速度分量,能更有效预测老年群体创伤性脑损伤风险。结合颅内压力分布及等效应力分析,可综合评估颅骨骨折风险及脑组织损伤程度。 HIC_{15} 和 BrIC 的计算公式如下

$$H = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}_{\max} \quad (1)$$

$$B = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}} \right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}} \right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}} \right)^2} \quad (2)$$

式中: H 为头部线性损伤指标; t_1 和 t_2 为碰撞过程中头部加速度达到峰值的2个时刻,峰值间隔取15ms; $a(t)$ 为 t 时刻头部重心的三轴合成加速度; B 为头部旋转损伤指标; ω_x 、 ω_y 和 ω_z 分别为头部质心点在 x 、 y 和 z 轴上角速度的最大值,其中,局部坐标系坐标轴

按右手直角坐标系建立, x 轴朝向头部的前方, y 轴朝向头部右侧, z 轴朝向头部下方; ω_{xc} 、 ω_{yc} 和 ω_{zc} 为标准角速度,分别取 66.3 、 53.8 、 $41.5 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ 。

根据 Mertz 等^[23-24]的研究表明: HIC_{15} 的阈值为700, BrIC 的阈值为1。Ward 等^[25]的研究表明,当颅内压力峰值低于173 kPa时,脑组织通常仅表现为可逆性功能紊乱或无显著病理改变;峰值为173~235 kPa时,可诱发轴突弥漫性损伤及局部微出血;峰值突破235 kPa后,将导致不可逆性脑实质撕裂与脑干压迫综合征。Willinger 等^[26]研究发现,脑组织等效应力达15~20 kPa时,会造成脑振荡症状(如短暂意识丧失);当该应力升至38 kPa以上,则与硬膜下血肿、脑挫裂伤等重型颅脑创伤高度相关。

2.2.2 乘员颈部损伤评价指标

颈部在碰撞中容易受到过度伸展、压缩或扭曲等复杂载荷的作用,导致颈部韧带损伤。Yoganandan 等^[27]通过测取8具平均年龄为63岁和25具平均年龄为68岁尸体样本的前纵向韧带(Anterior Longitudinal Ligament, ALL)、后纵向韧带(Posterior Longitudinal Ligament, PLL)、关节囊韧带(Capsular Ligament, CL)、黄韧带(Ligamentum Flavum, LF)及棘突间韧带(Interspinous Ligament, ISL)在力学载荷作用下的主应变分布特征,并依据各韧带组织在失效临界状态下的应变阈值数据来判断颈部韧带的损伤情况,具体阈值见表2。

表2 颈部韧带阈值

Table 2 Neck ligament thresholds

颈部韧带	ALL	PLL	CL	LF	ISL
阈值	0.35	0.34	1.48	0.88	0.60

2.2.3 乘员胸腹部损伤评价指标

胸部是正面碰撞中乘员身体与约束系统(如安全带、座椅等)相互作用的主要区域之一。胸部黏性伤害指标(Viscous Criterion, VC)是评估乘员胸部损伤风险的核心生物力学指标,其通过量化胸部的压缩速率与变形程度,为安全系统设计提供关键依据。由于老年人骨骼密度和骨骼厚度等的减小,VC值结合了变形速度与变形量的动态耦合效应,能有效预测高速碰撞下内脏因压力波传播导致的“冲击型”损伤

$$V_c = V(t)C(t) \quad (3)$$

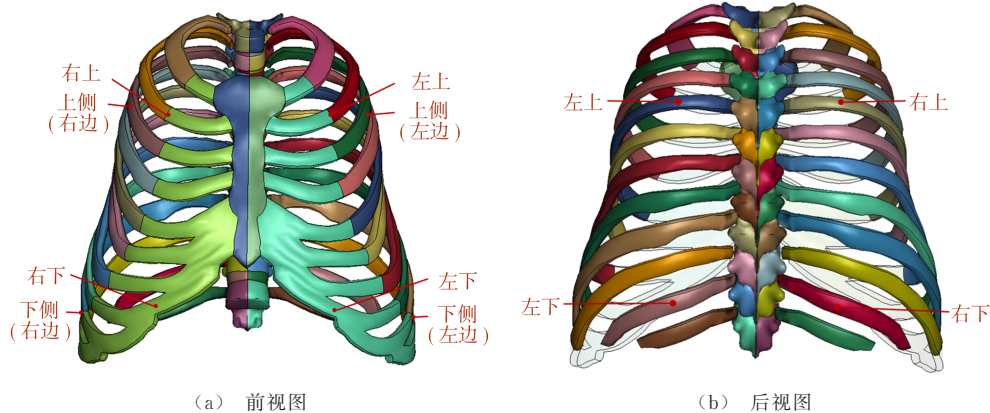


图10 胸部压缩量取点分布

Fig. 10 Distribution of thoracic compression measurement points

2.2.4 乘员下肢损伤评价指标

小腿压缩力是车辆碰撞安全领域的重要生物力学指标,用于量化乘员下肢(尤其是小腿胫骨和腓骨)在碰撞中承受的轴向压力大小。该指标直接影响骨折风险和下肢损伤严重程度的评估。该力主要由乘员下肢与车辆内部结构(如脚踏板、仪表板)的碰撞接触产生。小腿压缩力的低性能限值为8 kN^[31]。

2.3 正面碰撞仿真试验结果

2.3.1 正面碰撞中乘员运动学响应

图11为老年模型乘员基于不同角度和刚度座椅在正面碰撞仿真试验中每隔50 ms的运动学响应。

在100°刚性座椅的正面碰撞试验(试验A)中,前排乘员在前50 ms内,随着座椅向后移动,躯干开始紧贴座椅,下肢开始回缩并与座椅坐垫接触,而头部因惯性滞后于躯干,相对于躯干出现明显前移运动,头枕对头部的支撑逐渐增大。在50~100 ms期间,躯干相对于座椅向上滑动,头部相对躯干前移加剧,超过头枕保护范围,导致颈部过度伸展,下肢在

式中: V_c 为胸部黏性伤害指标; $V(t)$ 为 t 时刻胸部瞬时压缩速度,即碰撞中胸部位移的时间导数; $C(t)$ 为 t 时刻胸部瞬时压缩量,即胸骨相对于脊柱的位移百分比。

Kitagawa等^[28]通过测量如图10所示碰撞过程中胸腔肋骨特定测量点间距变化来计算胸部压缩量,同时根据肋骨的应变阈值判断肋骨的骨折数量和位置。根据Stitzel等^[29]的研究发现,肺部组织在承受35%应变水平时会产生结构性损伤。Shigeta等^[30]的研究表明心脏、肝脏、肾脏及脾脏的临界应变耐受阈值为30%。

与坐垫挤压后出现回弹,前排乘员下肢与后排乘员下肢出现接触。在100~150 ms期间,座椅弹性变形恢复,肩部安全带拉紧,躯干在安全带约束下向后运动,头部逐渐远离头枕。后排乘员在前50 ms内,由于惯性躯干和头部相对座椅向前运动,安全带被拉出,上肢和下肢有往前伸的趋势。在50~100 ms期间,乘员躯干开始远离靠背,在安全带腰带的作用下向前排乘员倾倒,腹部在安全带腰带的约束下出现严重压缩,头部开始靠近下肢,同时下肢与前排乘员发生碰撞接触。在100~150 ms期间,由于安全带对右肩的约束作用,头颈部向左前方拉伸,右上肢开始回缩,左上肢依旧在惯性作用下继续往前伸展,躯干在安全带腰带的约束下更加贴近下肢。

在100°柔性座椅的正面碰撞试验(试验B)中,前排乘员在前50 ms内,由于乘员与座椅靠背的接触力逐渐增大,在铰链的作用下座椅开始逆时针旋转,躯干跟随靠背一起逆时针转动,头部因惯性滞后还未与头枕发生接触,下肢与座椅坐垫接触并挤压。在50~100 ms期间,随着乘员与座椅靠背的支撑力逐渐增大,座椅靠背旋转到最大角度,躯干相对于座

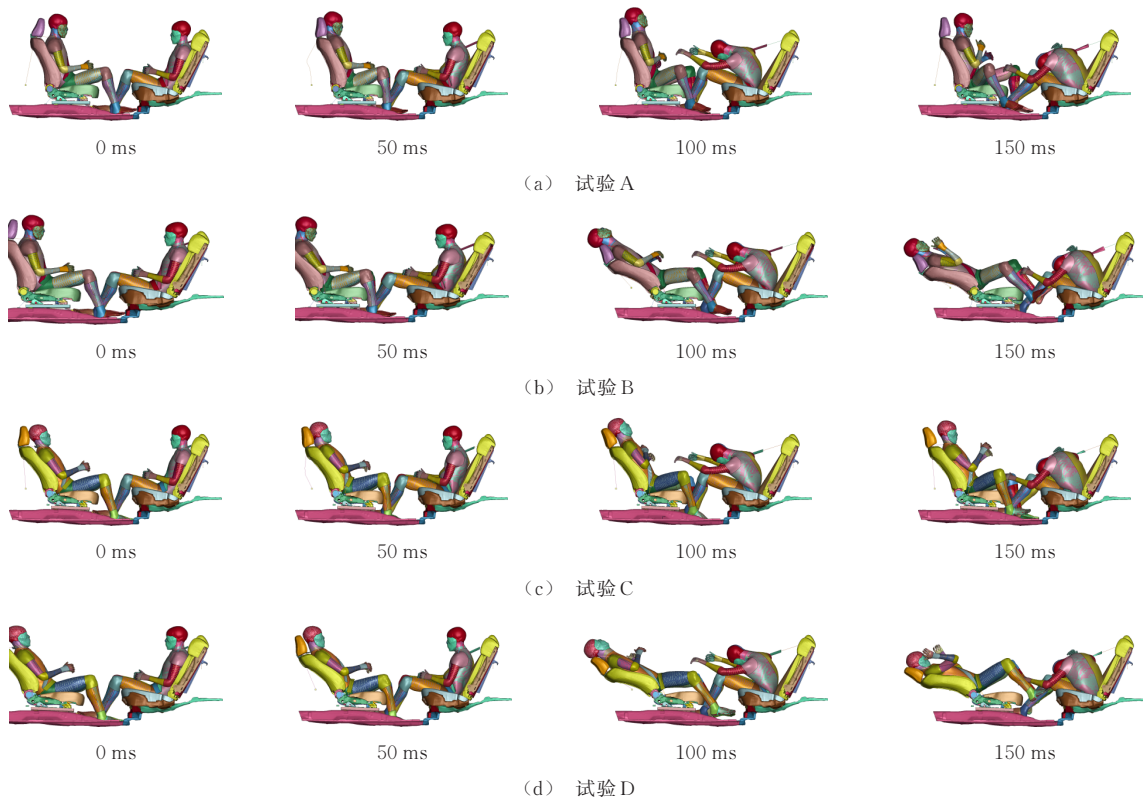


图 11 正面碰撞中乘员的运动学响应

Fig. 11 Kinematic response of occupants in a frontal collision

椅向上滑动,与座椅底部形成间隙,削弱安全带对骨盆的约束效果,加剧躯干后倾,在安全带腰带的约束下躯干仍紧贴靠背,但下肢开始绕骨盆逆时针旋转逐渐远离坐垫,头颈部出现过度伸展。在100~150 ms期间,由于安全带的约束作用,头部和躯干开始出现下滑现象,上肢开始朝头部方向靠近,下肢进一步远离坐垫。后排乘员在运动学响应上与100°刚性座椅情况下的后排乘员响应差别不大。

在125°刚性座椅(试验C)正面碰撞试验中,前排乘员初始状态下头部倚靠在头枕上,与100°刚性座椅碰撞情况相比,头部与头枕的接触力逐渐增大,但没有发生碰撞,躯干更加后倾紧贴座椅靠背。后排乘员与100°座椅正面碰撞试验下乘员运动学响应差异性不大。

在125°柔性座椅(试验D)正面碰撞试验中,前排乘员运动响应与100°柔性座椅类似,但125°柔性座椅上肢和下肢的运动幅度更大。后排乘员与100°座椅正面碰撞试验下乘员运动学响应差异性不大。

2.3.2 正面碰撞中乘员头部损伤分析

图12为仿真试验A、B、C、D乘员的头部质心运动轨迹,表3为仿真试验A、B、C、D乘员的头部损伤预测值,加粗数值表示超过阈值,表中Fr、Rr分别代

表前排乘员和后排乘员。对比试验A、B、C、D前排的头部损伤指标值可以看出:在刚性座椅下100°和125°坐姿的乘员头部损伤指标值均未超过阈值,在柔性座椅下100°坐姿的乘员头部损伤指标值均超过阈值,125°坐姿的乘员只有最大颅内压力这一指标超出阈值。

结合颅内压力云图(图13)可以看出:对于前排乘员而言,100°刚性座椅的乘员由于初始头部未与头枕接触,碰撞过程中头部与头枕发生碰撞,颅内压力峰值出现在头部后侧向前额逐渐扩散;125°刚性座椅的乘员颅内压力峰值出现在前额并向大脑后部逐渐扩散,100°柔性座椅和125°柔性座椅的乘员颅内压力峰值出现在大脑灰质底部。对于4种情况的后排乘员而言,颅内压力峰值相近且分布相似,都出现在大脑灰质底部。柔性座椅的后倾会改变头部运动的轨迹和加速度方向。头部不仅有水平方向的平动,还伴随着由于座椅变形引起的旋转运动。结合头部质心轨迹图可以发现在100°靠背的情况下,柔性座椅前排乘员的头部偏移量为820 mm,远超刚性座椅前排乘员的157.9 mm。在125°靠背的情况下,柔性座椅前排乘员的头部偏移量为591.8 mm,远超刚性座椅前排乘员的126.6 mm。这是由于柔性

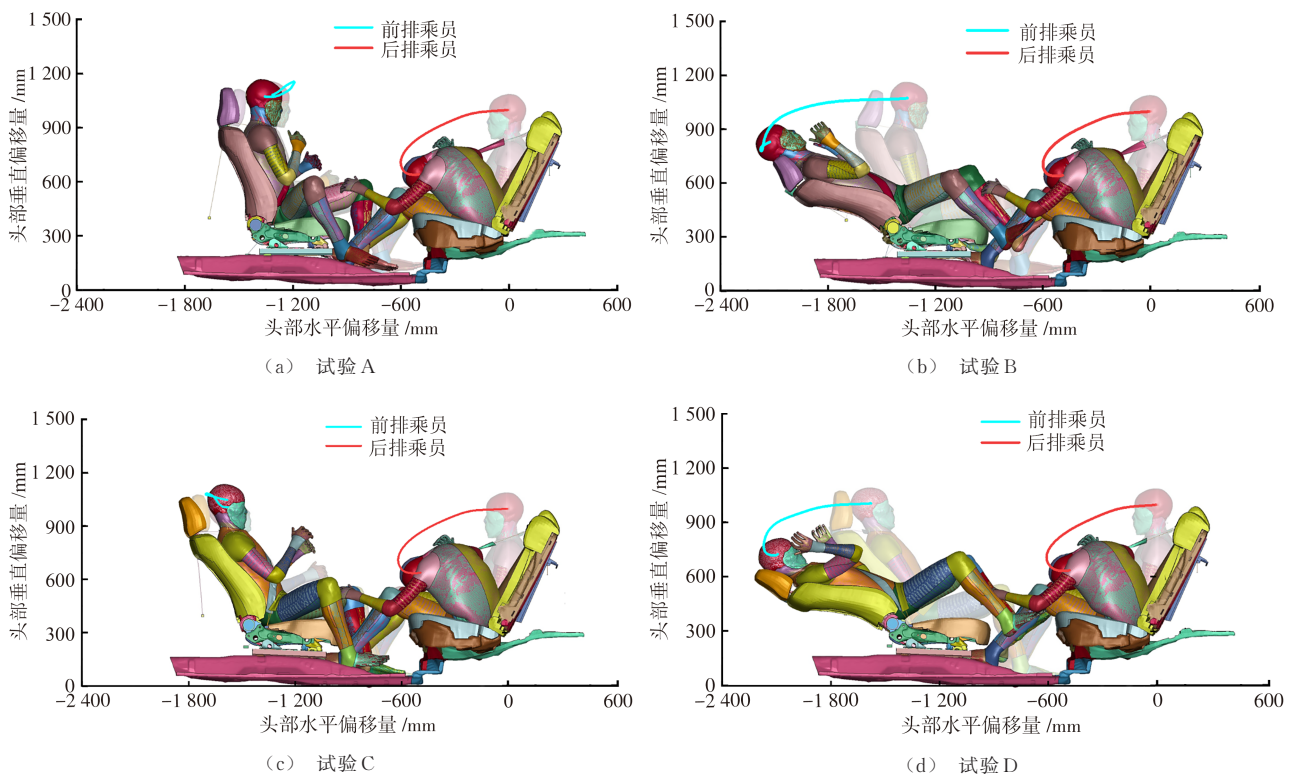


图 12 头部质心运动轨迹

Fig. 12 Mass motion trajectories of head center

表 3 乘员头部损伤预测

Table 3 Prediction of occupant head injuries

试验	Fr/Rr	HIC ₁₅	BrIC	最大颅内压力/kPa	最大颅内等效应力/kPa
A	Fr	80.96	0.32	-102	4.9
	Rr	236.40	0.60	-231	5.3
B	Fr	881.30	1.39	-549	17.9
	Rr	233.80	0.60	-220	5.0
C	Fr	72.82	0.31	120	4.7
	Rr	280.00	0.61	-231	5.5
D	Fr	198.20	0.77	-228	9.8
	Rr	272.90	0.61	-226	5.1

座椅受乘员反作用力时靠背会后倾,致使躯干和头部运动加剧,进而导致更高的损伤值。此外,结合运动学响应可以看出碰撞开始和终止时刻125°比100°的柔性座椅后倾的角度更小,从而出现头部偏移量也更小,同时各项指标值也均低于100°情况下的乘员。对于后排乘员结合头部质心轨迹图和头部损伤指标值可以发现,在4种试验场景下后排乘员损伤差异值不大,表明前排乘员的姿态变化和运动形式对后排乘员的头部损伤结果影响不大。综上所述,与刚性座椅相比,柔性座椅加大了头部的损伤风险,同时前排座椅初始角度的不同在刚性和柔性座椅下损伤差异较大。

2.3.3 正面碰撞中乘员颈部损伤分析

表4为颈部韧带第一主应变情况,加粗数值代表超出阈值,可知,在100°坐姿情况下,刚性座椅的前排乘员头部惯性前移导致前纵向韧带(ALL)应变严重超标,棘突间韧带(ISL)因颈椎后伸被过度拉伸而超出阈值。后排乘员躯干前倾引发颈椎侧弯,棘突间韧带(ISL)因扭转和拉伸复合载荷受损。柔性座椅的前排乘员座椅逆时针旋转使乘员后倾加剧颈椎后伸与旋转,后纵向韧带(PLL)关节囊韧带(CL)和棘突间韧带(ISL)因复合载荷严重超标,颈部损伤比较严重且远超刚性座椅情况下的乘员。当柔性座椅受到碰撞载荷时,座椅靠背的后倾会导致乘员的

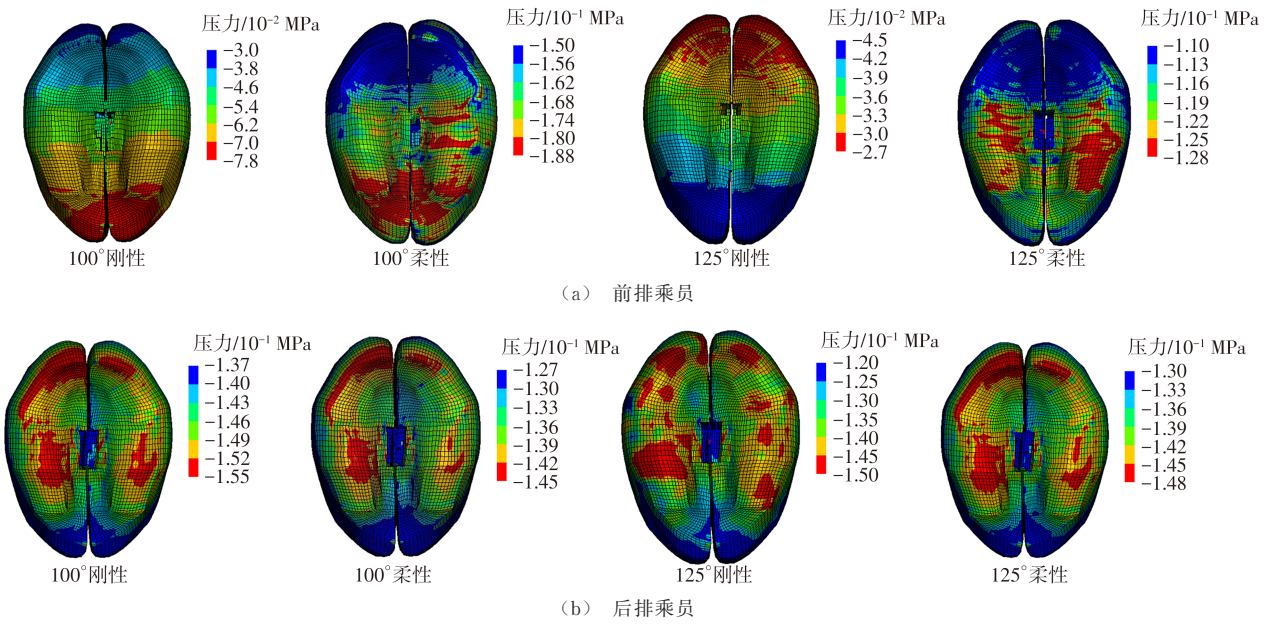


图13 颅内压力分布

Figure. 13 Distribution of intracranial pressure

肩部和胸部相对头部产生向后的位移。这种位移差使得颈部受到较大的屈伸和扭转力矩。颈部韧带在承受这些复杂载荷时,主应变显著增加。后排乘员的头部和颈部随身体向前加速时,颈椎受到来自前方的冲击力,使颈椎被迫前屈,后纵向韧带受到过度牵拉,导致后纵向韧带(PLL)超出阈值,黄韧带(LF)与棘突间韧带(ISL)也远超阈值。125°坐姿下,刚性座椅的前排乘员主要由后纵向韧带(PLL)和棘突间韧带(ISL)超出阈值。柔性座椅下前排乘员的后纵向韧带(PLL)、关节囊韧带(CL)和棘突间韧带(ISL)均远超阈值且远超刚性座椅下的乘员,主

要由于座椅后倾加剧了躯干和颈椎的伸展。125°坐姿情况中刚性和柔性座椅的后排乘员损伤差异不大,主要由于安全带约束躯干后,颈部惯性产生的冲击力导致颈椎过度前曲和伸展,使后纵向韧带(PLL)和棘突间韧带(ISL)超出阈值。由表4中数据还可以发现,与100°座椅下的前排乘员相比,125°座椅下前排乘员棘突间韧带(ISL)值均有所上升,这是由于座椅角度的增大导致躯干相对于座椅向上滑动趋势增大,加剧了颈椎后伸。综上所述,柔性座椅会增大乘员的颈部损伤风险,座椅初始角度的增加会增大棘突间韧带(ISL)的损伤概率。

表4 乘员颈部韧带损伤预测

Table 4 Prediction of cervical ligament injuries for occupants

颈部韧带	阈值	100°刚性座椅		100°柔性座椅		125°刚性座椅		125°柔性座椅	
		Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr
ALL	0.35	0.66	0.23	0.21	0.07	0.08	0.10	0.40	0.05
PLL	0.34	0.53	0.20	1.02	0.53	0.49	0.58	1.15	0.54
CL	1.48	0.88	1.08	2.15	1.07	0.88	1.14	1.81	1.08
LF	0.88	0.31	0.46	0.50	0.97	0.42	0.49	0.70	0.46
ISL	0.60	1.02	1.90	2.30	1.88	1.66	1.98	2.12	2.02

2.3.4 正面碰撞中乘员胸部损伤分析

表5所示为胸部损伤情况预测值,加粗部分表示超出阈值,由表中数据可知,在100°坐姿的情况下,前排乘员的胸部黏性指数VC值均未超过阈值,说明胸部软组织的损伤风险较低,与刚性座椅相比柔性座椅的前排乘员胸部变形量在上部有所减少但

下部有所增加。此外,刚性座椅下前排乘员没有出现骨折情况,柔性座椅出现了4处骨折,骨折情况主要分布在左侧前3根肋骨和右侧第1根肋骨。后排乘员的胸部黏性指数VC值均超过阈值,且胸部变形量较大(刚性座椅最大值-71.4 mm,柔性座椅最大值-70.7 mm),肋骨都有4处骨折,主要集中在右

侧第2、4、5、6根肋骨。在125°情况下,前排乘员胸部黏性指数也未超阈值,胸部变形量左上侧有所增加其他位置均有所降低,但刚性座椅下前排乘员没有出现肋骨骨折情况,后排乘员在右侧第3根肋骨处出现一根肋骨骨折。后排乘员黏性指数VC值也超出阈值,且出现4处肋骨骨折,骨折位置与100°情况下后排乘员骨折位置一致。综上所述,在100°和125°座椅情况下,由于柔性座椅靠背在碰撞中因铰链旋转发

生后倾,导致乘员躯干向上滑动,与坐垫间形成间隙,削弱安全带对骨盆的约束力。此时,安全带腰带滑移至腹部软组织和胸廓下缘而非骨盆位置,增加肋骨下缘应力。柔性座椅相较于刚性座椅会增加胸部损伤的概率,更有可能出现骨折的风险。前排座椅结构参数(角度调节参数及刚度特性)的动态变化,导致后排乘员胸部损伤响应呈现细微差异,该现象或与下肢区域在碰撞过程中产生的接触耦合效应相关。

表5 乘员胸部损伤预测

Table 5 Prediction of chest injuries for occupants

胸部损伤		100°刚性座椅		100°柔性座椅		125°刚性座椅		125°柔性座椅	
		Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr
胸部VC值		0.66	2.01	0.78	2.11	0.70	1.83	0.45	1.64
胸部变形量/mm	上侧	4.60	11.00	2.97	11.30	4.20	6.00	3.00	8.70
	下侧	11.20	24.50	23.50	25.60	31.50	27.00	23.20	22.40
	左上侧	-23.50	-7.10	-12.70	-9.47	-11.60	-10.40	-16.90	-9.80
	右上侧	-20.90	-32.80	-9.24	-38.60	-9.50	-38.40	-16.00	-28.50
	左下侧	-34.70	-71.40	-23.40	-70.70	-44.90	-67.40	-14.80	-57.60
	右下侧	-28.40	27.30	-35.60	25.90	-38.20	19.10	-25.40	19.70
肋骨骨折位置		无	R2,R4 R5,R6	L1,L2 L3,R1	R2,R4 R5,R6	无	R2,R4 R5,R6	R3	R2,R4 R5,R6

2.3.5 正面碰撞中乘员内脏损伤分析

乘员内脏器官损伤预测结果见表6,可知,在100°坐姿情况下,前排乘员的内脏器官应变均未超过阈值,与刚性座椅情况下相比柔性座椅的乘员内脏损伤值略高,且肺部损伤值接近阈值。后排乘员除肾脏应变未超出阈值外,其他内脏器官均超出阈值且损伤值接近,说明后排乘员的内脏损伤风险较高。这主要是由于安全带将碰撞产生的强大冲击力集中传递至躯干部位,胸腔与腹腔内的心脏、肝脏、脾脏等重要脏

器,会在瞬间承受远超正常生理负荷的压力与振荡。在125°坐姿下,前排乘员的损伤值均低于阈值,说明内脏损伤的风险较低。后排乘员损伤值与100°坐姿情况下损伤值差异不大。综上所述,在4组试验中,前排乘员因通过整个躯干结构减缓冲击力,内脏损伤风险均处于较低水平;而后排乘员受安全带约束力影响,内脏损伤风险相对更高。4组试验中后排乘员的内脏应变值趋近一致,这表明前排乘员的冲击响应对后排乘员内脏损伤的影响较为有限。

表6 乘员内脏器官损伤预测

Table 6 Prediction of internal organ injuries of occupants

内脏器官应变	阈值	100°刚性座椅		100°柔性座椅		125°刚性座椅		125°柔性座椅	
		Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr
肺部应变	0.35	0.27	0.60	0.34	0.55	0.23	0.65	0.26	0.60
心脏应变	0.30	0.20	0.57	0.23	0.58	0.10	0.62	0.10	0.67
肝脏应变	0.30	0.10	0.65	0.12	0.69	0.10	0.61	0.13	0.62
脾脏应变	0.30	0.06	0.35	0.06	0.36	0.05	0.30	0.06	0.31
肾脏应变	0.30	0.06	0.18	0.06	0.17	0.05	0.17	0.08	0.18

2.3.6 正面碰撞中乘员下肢损伤分析

乘员下肢损伤预测结果见表7,可知:在100°与125°坐姿工况下,刚性座椅与柔性座椅配置下的前后排乘员小腿压缩力均处于限力阈值安全范围内。对比2种座椅形式可见:柔性座椅环境中,前排乘员小腿压缩力较刚性座椅呈现整体上升趋势;后排乘

员左小腿压缩力变化幅度细微,右小腿压缩力则表现出显著的递增特征。同时,柔性座椅在碰撞过程中前排乘员左小腿与后排乘员右小腿接触力的大小有所降低,前排乘员右小腿与后排乘员左小腿接触力始终为0。这是由于前排乘员左小腿与后排右小腿在碰撞过程中产生了直接的接触性载荷传递;而

表7 乘员下肢损伤预测

Table 7 Prediction of lower extremity injuries of occupants

N

下肢损伤	100°刚性座椅		100°柔性座椅		125°刚性座椅		125°柔性座椅	
	Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr	Fr	Rr
左小腿压缩力	702	927	858	921	621	792	645	786
右小腿压缩力	648	833	752	1 420	555	611	586	808
左小腿接触力	1 310	0	1 180	0	2 030	0	1 690	0
右小腿接触力	0	1 310	0	1 180	0	2 030	0	1 690

前排右小腿因处于坐垫边缘区域,在碰撞载荷作用下发生了侧向滑移并脱离坐垫约束范围,导致前排右小腿与后排左小腿之间未形成物理接触。综上所述,四种试验场景中前后排乘员的下肢损伤风险较小,且前排座椅的座椅角度和刚度变化对后排乘员的小腿压缩力和接触力产生一定的影响,但不会超出损伤阈值。

3 讨论

本研究聚焦座椅刚度与角度对老年乘员碰撞损伤的影响,发现两者对乘员损伤的作用并非孤立,而是通过复杂的动力学响应与人体生物力学特性相互交织。例如,在100°柔性座椅下,前排乘员HIC₁₅值达881.3,BrIC值为1.39,而125°柔性座椅下HIC₁₅降至198.2,显示角度增加在柔性座椅下显著缓解头部损伤,但刚性座椅中角度变化影响较小,100°刚性座椅HIC₁₅为80.96,而125°刚性HIC₁₅座椅为72.82。这证明刚度与角度的组合决定了头部加速度和旋转运动模式。

从共性影响来看,柔性座椅在多种工况下均暴露出潜在风险。其结构变形特性虽能在一定程度上缓冲冲击,但也会导致载荷分布不均,加剧局部应力集中,例如,100°柔性座椅工况下,前排乘员头部损伤指标HIC₁₅(881.3)和BrIC(1.39)均超过安全阈值,颅内压力峰值达549 kPa,远超刚性座椅的102 kPa;颈部韧带(如后纵向韧带PLL、棘突间韧带ISL)主应变分别超出3.0倍和3.8倍,损伤程度显著高于刚性座椅。相比之下,125°半躺姿态在刚性座椅下可降低头部偏移量,头部损伤指标均未超标,但会加剧颈椎后伸,导致棘突间韧带ISL损伤概率上升。综合各种情况的损伤结果可以发现,在面对面场景中,乘坐于刚性座椅的前排乘员损伤风险更低。基于这一发现,建议在座椅靠背设计中优先考虑刚性结构,并可以在100°~125°优化座椅角度,以平衡安全性和舒适性。前排与后排乘员的损伤特征呈现显著差异,且与座椅参数紧密相关。前排乘员损伤受座椅

动态变形影响明显,以头部和颈部损伤为例,标准坐姿下柔性座椅因靠背铰链旋转加剧躯干后倾,放大头部惯性前移,而半躺姿态则通过缩短头部与头枕距离缓解这一问题;颈部损伤则因座椅后倾与乘员肌肉松弛共同作用,致使韧带承受超阈值载荷。后排乘员损伤更多受整体乘坐环境影响,缺乏前排座椅隔挡,使得冲击力只能靠安全带的约束力来缓冲,导致胸部黏性指数VC值(刚性座椅100°工况达2.01)和内脏应变(如心脏应变0.47)显著超标,肋骨骨折集中在右侧多根肋骨,内脏损伤风险高于前排。内脏损伤风险也因碰撞时躯干前倾而显著增加,此结果凸显了现有约束系统对后排乘员保护的不足,需结合座椅布局优化与智能预紧技术以分散冲击能量。

4 结语

(1)通过100°/125°、柔性/刚性座椅乘员正面碰撞仿真试验,发现在100°柔性座椅情况下,前排乘员的各部位损伤风险最高,尤其是头颈部的损伤。这表明对老年乘员的座椅设计,需在舒适性(如半躺姿态的实现)与安全性(如刚性结构强化、头枕支撑优化)之间实现精细化平衡。后排乘员在各组试验中各部位损伤值都较高,出现损伤的风险高。在面对面场景中,老年乘员选择刚性座椅的前排损伤风险更低。

(2)乘员之间下肢会出现相互接触,但均在2 kN以内,远小于阈值8 kN,由于乘员间相互作用导致的双下肢损伤风险较低。

(3)4组仿真情况中后排损伤差异较小,说明在面对面场景下正面碰撞前排乘员对后排乘员的损伤影响直接影响有限。后排乘员胸部和内脏器官的损伤风险高,这表明需要强化后排约束系统,使用多点式安全带和安全气囊以更好地分散冲击能量,减少后排乘员的损伤风险。

(4)本研究以仿真试验为主,简化了部分结构件,但冲击可能导致乘员间二次碰撞路径改变,简

化模型中未包含车门结构,这可能导致乘员腿部横向偏移与车门结构干涉等复杂细节难以被准确体现。由于老年人体样本数据获取难度较大,尚未形成统一的老年人碰撞损伤阈值标准。部分损伤指标采用的是基于汽车安全领域广泛应用的通用阈值,在其年龄普适性存在局限。后续可结合实车碰撞试验进一步探究多向载荷耦合效应及乘员间二次碰撞影响,结合老年PMHS数据测量老年人损伤阈值,为老年乘员出行安全防护策略设计提供理论支撑与优化方向。

参考文献:

Reference:

- [1] 李瑞敏,戴晶辰. 自动驾驶影响下的出行行为研究综述[J]. 交通运输工程学报,2022,22(3):41-54.
LI Rui-min, DAI Jing-chen. Review on impact of autonomous driving on travel behaviors [J]. Journal of Traffic and Transportation Engineering, 2022, 22(3): 41-54.
- [2] 赵龙,董立明,张森,等. 座驾系统的驾驶舒适性优化提升方案[J]. 汽车制造业,2025(1):48-51.
ZHAO Long, DONG Li-ming, ZHANG Miao, et al. Optimization and improvement scheme of driving comfort of car system [J]. Automobile Industrie, 2025 (1): 48-51.
- [3] 许桢铭. 汽车座椅智能自适应调节技术研究[D]. 长春:吉林大学,2024.
XU Zhen-ming. Research on intelligent adaptive adjustment technology of car seat [D]. Changchun: Jilin University, 2024.
- [4] CABALLERO-BRUNO I, TÖPFER D, WOHLLEBE T, et al. Assessing car seat posture through comfort and user experience[J]. Applied Sciences, 2022, 12(7): 3376.
- [5] ÖSTLING M, LARSSON A. Occupant activities and sitting positions in automated vehicles in China and Sweden [C]// National Highway Traffic Safety Administration. 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Eindhoven: ESV, 2019: 10-13.
- [6] KOPPEL S, JIMÉNEZ OCTAVIO J, BOHMAN K, et al. Seating configuration and position preferences in fully automated vehicles [J]. Traffic Injury Prevention, 2019, 20 (S2): 103-109.
- [7] 李海岩,胡静,贺丽娟,等. 正面100%碰撞试验中后排小身材女性乘员损伤分析[J]. 汽车安全与节能学报,2023,14(4): 421-430.
LI Hai-yan, HU Jing, HE Li-juan, et al. Analysis on the rear passenger injuries of the 5th percentile Chinese female occupant in 100% frontal impact [J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2023, 14(4): 421-430.
- [8] 武和全,周惠来,李羿辉,等. 汽车正面碰撞中后排不同坐姿乘员损伤生物力学分析[J]. 汽车安全与节能学报,2023,14 (6):688-697.
WU He-quan, ZHOU Hui-lai, LI Yi-hui, et al. Biomechanical analysis of occupant damage in different sitting positions in the rear seat in a frontal collision [J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2023, 14(6): 688-697.
- [9] TATEM W M. The crash injury risk to rear seated passenger vehicle occupants [D]. Blacksburg: Virginia Polytechnic Institute and State University, 2020.
- [10] BECK B, BILSTON L E, BROWN J. Injury patterns of rear seat occupants in frontal impact: An in-depth crash investigation study[J]. Injury Prevention, 2016, 22(3): 165-170.
- [11] RAO R D, SOBEL E H, BERRY C A, et al. Occupant and crash characteristics of elderly subjects with thoracic and lumbar spine injuries after motor vehicle collisions[J]. Spine, 2016, 41 (1): 32-38.
- [12] CHOI D, LEE K H, KIM O H, et al. Risk factors affecting severe thoracic injuries in motor vehicle collisions based on age group and collision directions[J]. European Journal of Trauma and Emergency Surgery, 2023, 49(6): 2429-2437.
- [13] HASIJA V, KELKAR R, TAKHOUNTS E G. Simulation assessment of injury trends for 50th percentile males using potential seating configurations of future automated driving system (ADS) equipped vehicles [C]//National Highway Traffic Safety Administration. 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV): Technology: Enabling a Safer Tomorrow. Eindhoven: ESV, 2019: 123-135.
- [14] MILLER C, BONIFAS A, ORTON N, et al. Automated vehicle occupant kinematics phase 1: Upright and reclined frontal impacts with male PMHS[R]. Ann Arbor: University of Michigan Transportation Research Institute, 2024.
- [15] KANG Y S, BAKER G H, DEWITT T, et al. Thoracic responses and injuries of male post-mortem human subjects in a homogeneous rear-facing seat during high-speed frontal impact [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2025, 53(2): 520-535.
- [16] 武和全,龚创业,李羿辉,等. 大倾角坐姿乘员在汽车正面碰撞中的损伤 [J]. 中国机械工程,2025,36(7):1497-1504.
WU He-quan, GONG Chuang-ye, LI Yi-hui, et al. Injuries of occupants in a high-dimension seated during a frontal vehicle collisions [J]. China Mechanical Engineering, 2025, 36(7): 1497-1504.
- [17] 许泽亚,谢金萍,雷飞兵,等. 基于THUMS数字人体模型的大倾角座椅正面碰撞乘员损伤分析[J]. 汽车技术,2024(4): 15-23.
XU Ze-ya, XIE Jin-ping, LEI Fei-bing, et al. Damage analysis of occupant in front collision of high tilt seat based on THUMS digital human body model [J]. Automobile Technology, 2024(4): 15-23.
- [18] 丁晓雅,徐陈运,谷先广. 不同坐姿下乘员生物力学损伤分析 [J]. 汽车工程师,2023(6):20-25.
DING Xiao-ya, XU Chen-yun, GU Xian-guang. Biomechanical injury analysis of occupant in different sitting postures [J]. Automotive Engineer, 2023(6): 20-25.
- [19] 王东林,胡子辰,赵亮,等. 正面碰撞时后排乘员的下潜损伤

- 及其防护方案[J]. 汽车安全与节能学报, 2021, 12(4): 467-474.
- WANG Dong-lin, HU Zi-chen, ZHAO Liang, et al. Submarining injury mechanism and its protect measures for rear seat occupant under frontal impact [J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2021, 12(4): 467-474.
- [20] 郭建保, 曹立波, 康 巍, 等. AEB作用下正面碰撞乘员损伤机理与一体化保护综述[J/OL]. 交通运输工程学报, 2026, <https://doi.org/10.19818/j.cnki.1671-1637.2026.084>.
- GUO Jian-bao, CAO Li-bo, KANG Wei, et al. A review of occupant injury mechanism and integrated protection in frontal collisions under AEB intervention[J/OL]. Journal of Traffic and Transportation Engineering, 2026, <https://doi.org/10.19818/j.cnki.1671-1637.2026.084>.
- [21] TAKAHIRA Y, AKIMA S, KUSUHARA Y, et al. Cross-sectional analysis of rib fracture mechanism of elderly occupant in frontal collision using THUMS[J]. Proceedings of Science, 2022, 395: 511-520.
- [22] NGO A V, BECKER J, THIRUNAVUKKARASU D, et al. Investigation of occupant kinematics and injury risk in a reclined and rearward-facing seat under various frontal crash velocities[J]. Journal of Safety Research, 2021, 79: 26-37.
- [23] MERTZ H J, IRWIN A L, PRASAD P. Biomechanical and scaling basis for frontal and side impact injury assessment reference values [J]. SAE Technical Paper Series, 2016, 1: 2016-22-0018.
- [24] TAKHOUNTS E G, CRAIG M J, MOORHOUSE K, et al. Development of brain injury criteria (BrIC)[J]. SAE Technical Paper 2013-22-0010.
- [25] WARD C, CHAN M, NAHUM A. Intracranial pressure—a brain injury criterion[J]. SAE Transactions, 1980, 89: 3867-3880.
- [26] WILLINGER R, BAUMGARTNER D, CHINN B, et al. Head tolerance limits derived from numerical replication of real world accidents[C]//IRCOBI. Proceedings of the 2000 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Bron: IRCOBI, 2000: 209-221.
- [27] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR F A. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2000, 122(6): 623-629.
- [28] KITAGAWA Y, YASUKI T. Correlation among seatbelt load, chest deflection, rib fracture and internal organ strain in frontal collisions with human body finite element models[C]//IRCOBI. 2013 IRCOBI Conference Proceedings. Zurich: IRCOBI, 2013: 282-316.
- [29] STITZEL J D, GAYZIK F S, HOTH J J, et al. Development of a finite element-based injury metric for pulmonary contusion part I : Model development and validation [J]. SAE Technical Paper 2005-22-0013.
- [30] SHIGETA K, KITAGAWA Y, YASUKI T. Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction[J]. Proceedings of the 21st Annual Enhanced Safety of Vehicles, 2009: 15-18.
- [31] 黄志鹏, 凡沙沙, 段大禄, 等. 正面碰撞中乘员下肢损伤优化研究[J]. 机械设计与制造, 2024(9): 136-140.
- HUANG Zhi-peng, FAN Sha-sha, DUAN Da-lu, et al. Research on lower limb injury optimization in frontal crash [J]. Machinery Design & Manufacture, 2024(9): 136-140.