

# 正面碰撞自动紧急制动系统作用下六岁儿童乘员姿态对损伤风险的影响

王 鹏<sup>1</sup> 潘 迪<sup>1,2</sup> 叶美婷<sup>1</sup> 叶 凡<sup>1</sup> 韩 勇<sup>1,2\*</sup>

1. 厦门理工学院机械与汽车工程学院, 厦门, 361024

2. 福建省客车先进设计与制造重点实验室, 厦门, 361024

**摘要:**为厘清汽车正面碰撞事故中不同坐姿儿童乘员在有无自动紧急制动系统(AEB)介入时头部及胸腹部损伤差异,结合城市快速路汽车的行驶速度(90km/h)与 NHTSA-NCAP 测试条件,建立了整车 100%重叠率刚性壁障正面碰撞仿真模型。选取了某款带靠背的增高垫儿童约束系统(CRS)。采用 THUMS 6YO 人体有限元模型模拟了参考坐姿(RF)、前倾坐姿(HF-OP)和下潜坐姿(PSB),对比分析了有无 AEB 作用下儿童乘员在各坐姿下的运动学响应及头部和胸腹部损伤风险。结果表明:有 AEB 作用下,RF 坐姿的儿童乘员 HIC<sub>15</sub>减小了 43.6%,胸部 3 ms 合成加速度降低了 24.6%;PSB 坐姿的儿童头部 3 ms 合成加速度降低了 19.2%,胸部压缩量减小了 18.1%;HF-OP 坐姿的儿童头部加速度峰值和胸部加速度峰值分别降低了 28%和 25%。可见各坐姿下 AEB 的介入均可显著降低儿童乘员的头部和胸部损伤风险。

**关键词:**正面碰撞;儿童约束系统;自动紧急制动;THUMS 6YO 人体有限元模型;坐姿  
**中图分类号:**U461.4

DOI:10.3969/j.issn.1004-132X.2025.03.012

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



## Effects of Occupant Posture on Injury Risk in Frontal Crash AEB for Six-year-old Children

WANG Peng<sup>1</sup> PAN Di<sup>1,2</sup> YE Meiting<sup>1</sup> YE Fan<sup>1</sup> HAN Yong<sup>1,2\*</sup>

1. School of Mechanical and Automotive Engineering, Xiamen Institute of Technology, Xiamen, Fujian, 361024

2. Fujian Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing of Buses, Xiamen, Fujian, 361024

**Abstract:** To clarify the differences in head and thoracic-abdominal injuries among child occupants in different seating positions during frontal car collisions with and without the intervention of AEB, the driving speeds of urban expressways(90km/h) were combined with NHTSA-NCAP test conditions to establish a full-vehicle 100% overlap rigid barrier frontal collision simulation model. A CRS with a backrest was selected. The THUMS 6YO human finite element model was used to simulate three seating positions: reference(RF), head forward-out of position(HF-OP), and pre-submerging(PSB). The kinematics responses and the risks of head and thoracic-abdominal injuries of child occupants in the three positions were analyzed and compared with and without the intervention of AEB. The results show that, under AEB conditions, the HIC<sub>15</sub> and the chest 3 ms resultant acceleration of the children in RF sitting position decrease by 43.6% and 24.6% respectively. In PSB position, the head 3 ms resultant acceleration is reduced by 19.2%, and the chest compression is reduced by 18.1%. In HF-OP position, the peak accelerations of the head and chest are reduced by 28% and 25%, respectively. In all three sitting positions, AEB intervention significantly reduces the risk of head and chest injuries in child occupants.

**Key words:** frontal collision; child restraint system(CRS); autonomous emergency braking(AEB); THUMS 6YO human finite element model; sitting posture

### 0 引言

随着汽车智能化的发展与人们安全意识的提

高,道路交通事故中的儿童乘员安全也越来越引起人们的重视。世界卫生组织 2023 年的报告显示,2021 年全球道路交通事故死亡人数达到了 119 万人,道路交通事故仍然是全球人类健康和发展的最大挑战<sup>[1]</sup>。在我国,道路交通伤害已经成为导致 0~14 岁儿童死亡的主要原因之一<sup>[2]</sup>。

收稿日期:2024-04-08

基金项目:国家自然科学基金(51675454);福建省技术创新重点攻关及产业化项目(2022G043,2023G048)

2021 年 6 月修订的我国未成年人保护法首次将使用儿童安全座椅纳入全国性立法,提高儿童约束系统(child restraint system, CRS)对儿童乘员保护效果的必要性日益凸显。

尽管儿童约束系统相关法规明确规定儿童乘员应以正常的直立标准坐姿放置于 CRS 中心位置。但相关研究表明<sup>[3-5]</sup>,仅有少数情况下儿童乘员能够保持理想的标准坐姿,且随年龄越大,儿童乘员脱离 CRS 正确约束的倾向越严重。研究发现,在车辆行驶过程中,儿童乘员的身体往往会呈现前倾或下潜趋势的坐姿<sup>[6]</sup>。BOSE 等<sup>[7]</sup>通过对比乘员的质量、身材、姿态和肌肉张紧程度对汽车正面碰撞中损伤风险的敏感性,发现乘员姿态是影响正面碰撞整体损伤风险最重要的参数。李海岩等<sup>[8]</sup>研究了某款 SUV 50%重叠移动渐进变形壁障(mobile progressive deformable barrier, MPDB)碰撞工况中不同坐姿 6 岁儿童乘员头颈部的损伤风险影响,发现坐姿角度的增加会导致脑组织惯性损伤风险的增加。在正面碰撞事故中,儿童的胸腹部也是最容易受伤的部位<sup>[9]</sup>。柏杨<sup>[10]</sup>以法规标准坐姿为参考坐姿,研究了 6 岁儿童乘员不同坐姿和碰撞速度对胸腹部损伤的影响,结果表明,儿童乘员在后仰坐姿下胸腹部损伤风险更高。张学荣等<sup>[11]</sup>进一步研究了正面碰撞工况下大倾角增高垫座椅中儿童乘员下潜姿态对腹部损伤的影响,得出下潜会显著增加儿童腹部损伤。

随着自动紧急制动系统(autonomous emergency braking, AEB)的普及,国内外学者针对紧急工况下乘员坐姿变化对损伤风险的影响进行了大量研究。YAMADA 等<sup>[12]</sup>研究了自动紧急制动情况下第五百分位女性、五十分位男性及九十五分位男性乘员坐姿对运动学响应的影响,发现 AEB 的介入不但显著减轻了乘员损伤,且由于安全带提前预紧和假人头部提前接触气囊,提高了碰撞缓冲效果。胥林立等<sup>[13]</sup>研究了制动工况中乘员的动态响应,并通过主动预紧安全带对乘员的前倾离位进行防护,有效减小了乘员制动工况下的前倾位移量。曹立波等<sup>[14]</sup>对自动紧急制动工况与可逆预紧安全带共同作用下的乘员损伤风险进行了分析,得出碰撞前 AEB 导致的离位运动将加剧乘员在碰撞中的伤害。上述研究主要集中在成年乘员身上,针对儿童乘员的相关研究较少。研究发现<sup>[15-16]</sup>,在 AEB 介入或紧急转向时,儿童乘员的坐姿变化更明显,且存在儿童乘员躯干脱离安全带正确约束的风险。STOCKMAN 等<sup>[17]</sup>

对比研究了 AEB 介入时不同年龄段的儿童志愿者与假人在多种约束条件下的运动学响应差异,发现儿童志愿者会有更大的头部前向位移量,且身高较矮的儿童会产生更大的头部弯曲运动。崔世海等<sup>[18]</sup>采用 6 岁儿童有限元模型研究了公交车有无 AEB 对儿童乘员颅脑损伤风险的影响,得出 AEB 介入能有效降低公交车内儿童乘员头部损伤风险。MAHESHWARI 等<sup>[19-20]</sup>采用 PIPER 儿童人体有限元模型研究了偏置碰撞和 100%重叠率正面碰撞条件下有无 AEB 时 6 岁和 10 岁儿童乘员在不同约束条件下的坐姿变化对运动学响应和头颈部损伤风险的影响,得出 AEB 的介入能够有效降低儿童乘员头颈部损伤风险的结论,但未对儿童乘员损伤机制进行深入分析。

本研究参考城市快速路汽车的行驶速度与 NHTSA-NCAP 测试协议,采用 THUMS 6YO 人体有限元模型,搭建了有 AEB 和无 AEB 两种工况下儿童乘员正面碰撞模型,对比了儿童乘员在三种坐姿下使用增高垫型儿童约束系统 CRS 时的运动学响应差异,并基于 HIC<sub>15</sub>、头部及胸部 3 ms 合成加速度、von Mises 应力等指标进一步分析了儿童乘员的头部及胸部损伤机理。

## 1 方法与材料

### 1.1 有限元模型

本文采用有限元前处理软件 HyperMesh 2022 搭建仿真工况,采用求解器 LS-DYNA R11.0 进行仿真计算。汽车有限元模型选用乔治华盛顿大学国家碰撞分析中心(NCAC)基于 2001 版福特 Taurus 开发的有限元模型<sup>[21]</sup>。根据 US-NCAP 与 NHTSA 测试报告,分别从正面碰撞和侧面碰撞工况中验证了 Taurus 汽车有限元模型的有效性<sup>[21]</sup>。本研究使用质量点对汽车进行了配重,整车有限元模型质量约为 1421 kg,实际质量为 1452 kg。

儿童乘员模型选用丰田中央研究院开发的第四代学术版人体有限元模型 THUMS 6YO<sup>[22]</sup>,该模型具有较为详细的人体解剖学结构,且基于尸体试验已验证了其良好的生物逼真度<sup>[23-24]</sup>。

儿童约束系统 CRS 有限元模型是基于某款增高垫型儿童安全座椅的几何数据建立的<sup>[25]</sup>。座椅本体采用 8 mm 的 2D 单元进行网格划分,座椅头枕和两侧泡沫采用四面体网格划分。网格总数为 283 695,节点总数为 152 875,座椅有限元模型总质量为 7 kg,如图 1 所示。使用该款儿童约束系统按照 ECE R44 试验规程设置<sup>[25]</sup>,采用

ECE R44 法规台车, 搭载 Hybrid III 6YO 数值模型并使用汽车三点式安全带对数值模型进行约束。台车的加速度曲线处于法规要求的通道之内, 如图 2 所示。

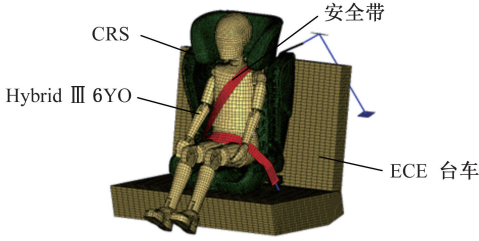


图 1 CRS 验证仿真测试模型

Fig.1 The simulation test model of verifying CRS

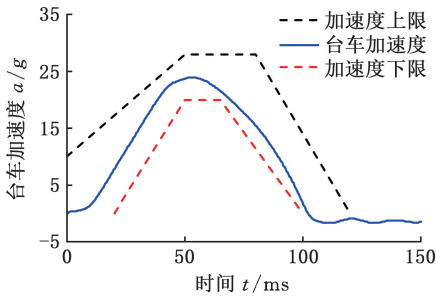


图 2 仿真测试边界条件

Fig.2 The boundary conditions of simulation

仿真和试验的胸部与盆骨合成加速度曲线如图 3、图 4 所示。其中试验与仿真的加速度曲线趋势基本一致, 加速度的波峰和波谷出现的时刻也较为一致。由此验证了所建立的 CRS 有限元模型的有效性, 可用于后续儿童乘员损伤风险分析研究。

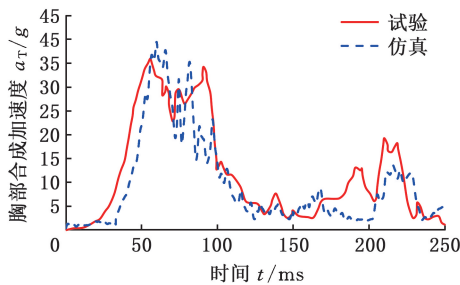


图 3 胸部合成加速度

Fig.3 Chest resultant acceleration

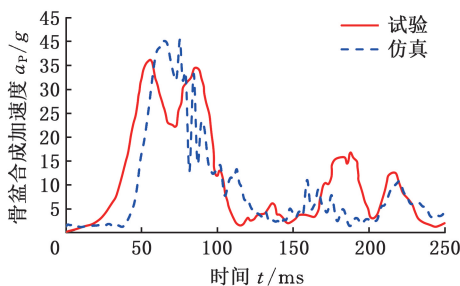
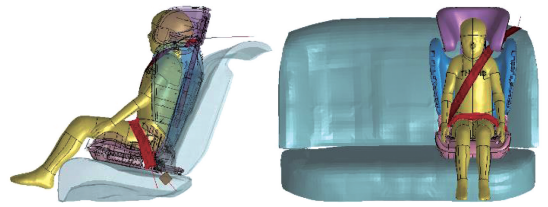


图 4 骨盆合成加速度

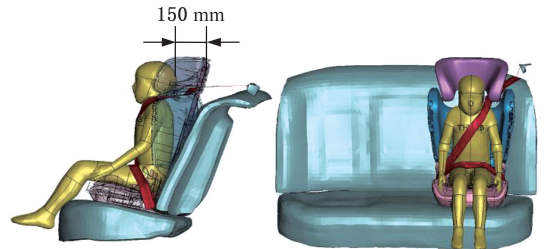
Fig.4 Pelvic resultant acceleration

## 1.2 儿童乘员坐姿

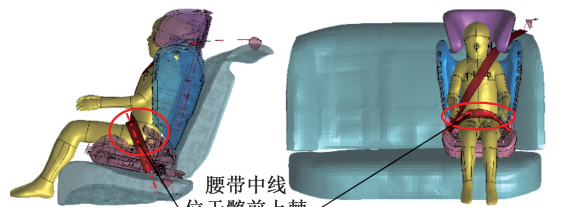
本研究共选用了三种最常见的儿童乘员坐姿进行研究。其中按照 NHTSA-NCAP 测试标准设置的坐姿定义为基准参考坐姿 (reference, RF), 其余两种坐姿参考 MAHESHWARI 等<sup>[19-20]</sup>采用的坐姿, 分别定义为前倾坐姿 (head forward-out of position, HF-OP) 和下潜趋势坐姿 (pre-submerging position, PSB)。其中前倾坐姿以参考坐姿 (图 5a) 为基准将头部向前倾斜 150 mm 得到; 下潜趋势坐姿通过对无约束系统约束的儿童乘员施加重力, 使其懒散坐于后排座椅上, 并将安全带腰带的中心线约束在髋前上棘上方 5~10 mm 的位置。两种非标准姿态的儿童乘员坐姿如图 5b、图 5c 所示。



(a)RF 坐姿



(b)HF-OP 坐姿



(c)PSB 坐姿

图 5 六岁儿童乘员坐姿视图

Fig.5 Seated view of six-year-old occupant

## 1.3 正面碰撞模型

如图 6 所示, 基于 US-NCAP 碰撞试验, 建立整车 100% 重叠率刚性壁障正面碰撞仿真模型, 主要由整车模型、CRS 模型、THUMS 6YO 人体有限元模型和安全带模型组成。将增高垫型儿童座椅安装在后排座椅的左侧位置上 (驾驶位后方), 通过施加重力预模拟儿童真实乘坐 CRS 时的初始状态。儿童乘员、CRS、安全带及整车模型之间分别采用 LS-DYNA 关键字 \*CONTACT\_

AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE 建立接触,动静摩擦因子均设置为 0.2。同时,模型各自采用关键字 \* CONTACT\_AUTOMATIC\_SINGLE\_SURFACE 设置自接触,除儿童有限元模型的动静摩擦因子设置为 0.1 外,其他模型均设置为 0.2。儿童乘员与 CRS 受到带有卷收器、预紧器以及 4kN 载荷限力器的三点式安全带约束。其中,三点式安全带采用 HyperMesh 2022 中的 Seatbelt 功能进行建模,并采用关键字 \* ELEMENT\_SEATBELT\_PRETENSIONER 和 \* ELEMENT\_SEATBELT\_RETRACTOR 模拟卷收器和预紧器的功能。

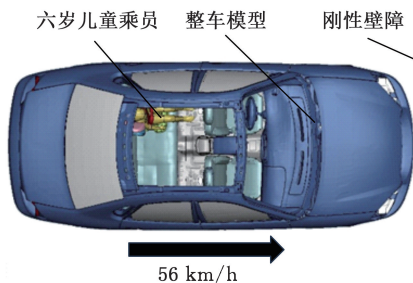


图 6 汽车 100% 正面碰撞模型

Fig.6 The full-width frontal impact model

本文将汽车在 AEB 正面碰撞仿真工况分为预碰撞阶段与碰撞阶段,仿真总时长为 1020 ms,其中 0~740 ms 为预碰撞模拟 AEB 行驶阶段,740~1020 ms 为碰撞阶段,模拟儿童乘员碰撞运动学响应与损伤风险。初始速度参考某城市快速路的限速值设为 90 km/h,参考 YAMADA 等<sup>[12]</sup>研究中使用的汽车 AEB 减速度曲线,如图 7 所示。本文模拟的车身速度从 90 km/h 降至碰撞时刻的 56 km/h;对于没有 AEB 的工况,车辆初始速度设置为 56 km/h。

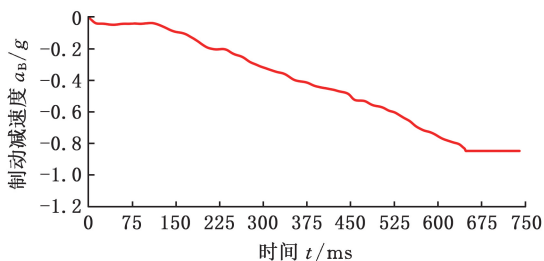


图 7 预碰撞阶段的汽车 AEB 减速度曲线

Fig.7 AEB deceleration curve for automobiles in the pre-crash phase

#### 1.4 儿童乘员损伤评价指标

研究表明,在正面碰撞工况下,头部和胸腹部损伤是导致儿童乘员死亡和重伤的主要原因<sup>[26-27]</sup>。3 ms 合成加速度可以有效评估儿童乘员头部和胸部损伤风险,von Mises 应力<sup>[28-29]</sup>对脑震荡等弥漫性脑损伤有较好的预测效果,

HIC<sub>15</sub> 和颅内压力<sup>[30]</sup>能够很好地预测脑挫伤等局灶性脑损伤。儿童胸廓柔软,受到冲击时易产生较大的胸部压缩量,通过胸部压缩量可以更为直观地评估胸部损伤程度。肋骨塑性应变不仅可以较好地预测成人肋骨的骨折风险,对儿童同样也具有较好的预测能力<sup>[31]</sup>。心肺第一主应变可以有效预测儿童心肺组织的损伤风险<sup>[32-33]</sup>。基于上述研究,选用头部 3 ms 合成加速度值、HIC<sub>15</sub>、颅内压力以及 von Mises 应力对儿童乘员头部损伤风险进行评估。采用胸部 3 ms 合成加速度值、胸部最大压缩量、肋骨塑性应变以及心肺第一主应变对儿童乘员胸腹部损伤风险进行评估。

## 2 结果分析

### 2.1 儿童运动学响应

图 8 为有无 AEB 介入时不同坐姿下儿童乘员的运动学响应。定义 0 为碰撞初始时刻,无 AEB 条件下,该时刻儿童乘员均处于初始坐姿状态(RF 坐姿、HF-OP 坐姿、PSB 坐姿)。有 AEB 条件下,0 时刻为儿童乘员处于初始坐姿经历紧急制动后的坐姿。从图中可以看出,相同时刻下不同坐姿儿童乘员的运动学响应有较大差异。70ms 时,儿童乘员在安全带肩带的约束作用下,躯干均出现不同程度的向左倾斜,其中 HF-OP 坐姿的倾斜程度较为严重。140 ms 时,整个碰撞过程处于回弹阶段,此时 RF 坐姿与 PSB 坐姿下的儿童乘员处于正常的约束状态下,而 HF-OP 坐姿下儿童乘员躯干向左倾斜的程度加重,出现了较大偏转角。210 ms 时,三种姿态下儿童乘员在 CRS 的约束下回弹且向后运动,并与汽车后排座椅靠背发生碰撞。整个运动学响应过程中,RF 坐姿下安全带均保持在正确的约束路径上,而 HF-OP 坐姿下在回弹阶段安全带肩带由儿童乘员的肩部滑落至大臂处,未能产生较好的约束效果。PSB 坐姿下的儿童乘员由于发生了下潜,90 ms 时出现了“勒脖子”现象。

图 8 中,RF 坐姿与 PSB 坐姿较为相似,主要区别为安全带腰带的位置不同,导致二者在有无 AEB 条件下儿童乘员不同时刻的运动学响应较为相似。HF-OP 坐姿下,有无 AEB 的介入对儿童乘员的运动学响应产生了显著差异,主要表现为有 AEB 介入的工况中,儿童乘员躯干向左侧倾斜程度更严重。

### 2.2 基于运动学参数的头部和胸部损伤风险

图 9 为儿童乘员头部和胸部质心合成加速度随时间变化的关系曲线。图 9a 显示,在 0~120 ms

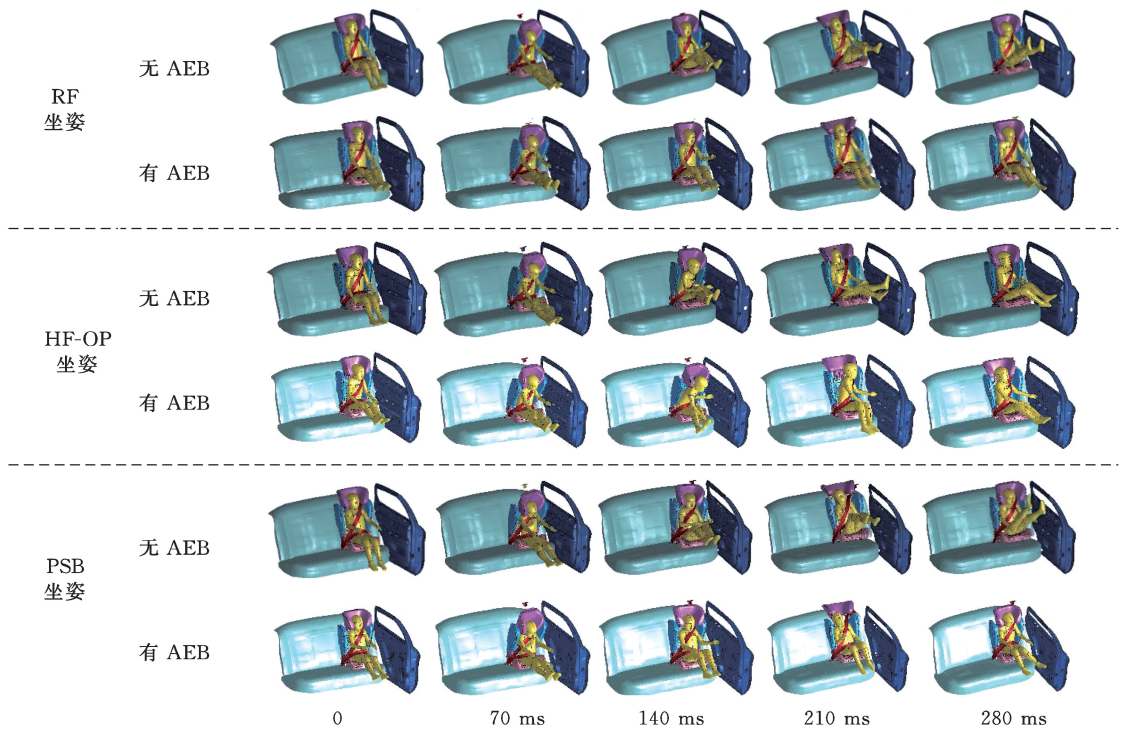
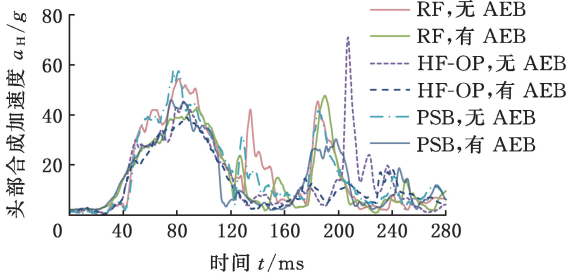
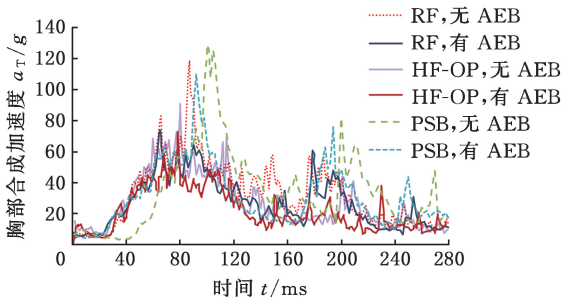


图 8 不同工况下儿童乘员运动学响应

Fig.8 Kinematic response of child occupants under different impact conditions



(a) 头部合成加速度



(b) 胸部合成加速度

图 9 不同工况下儿童乘员头部和胸部合成加速度

Fig.9 Resultant acceleration of head and chest of child occupant under different impact conditions

时间段内,各工况的头部合成加速度趋势基本一致。约 85 ms 时,6 个工况的头部合成加速度均达到第一个加速度波峰,该波峰是由于儿童乘员的身体前倾,头部前向位移增大造成的。在 130 ms 时,有无 AEB 作用下的 RF 坐姿以及无 AEB 作用的 PSB 坐姿头部合成加速度均出现了第二

个明显波峰,这是因为在回弹阶段,儿童乘员的头部与 CRS 头枕首次发生接触。随着儿童乘员与 CRS 回弹运动的加剧,200 ms 左右 CRS 的头枕与汽车后排座椅发生接触,随后儿童乘员头部与 CRS 头枕发生剧烈撞击,产生了较高的头部加速度峰值。图 9b 所示为儿童乘员的胸部质心合成加速度,从图中可以看出,儿童乘员的胸部加速度趋势相近,且相同坐姿下,相比于有 AEB 介入,无 AEB 时的胸部合成加速度峰值更大。由于安全带肩带对儿童乘员胸部的挤压作用,6 个工况下儿童乘员胸部的合成加速度在 100 ms 左右均产生了一个较高的波峰,其中以 PSB 坐姿无 AEB 条件下的胸部加速度峰值最高,达到了 129g。

表 1 列出了儿童乘员头部和胸部损伤参数计算结果。所有工况下,儿童乘员  $HIC_{15}$  值及头部 3 ms 合成加速度均低于法规阈值,但胸部 3 ms 合成加速度均高于法规阈值。其中 PSB 坐姿无 AEB 介入时胸部 3 ms 合成加速度最大,达到了 101.7g。该工况下儿童乘员的胸部压缩量同样最大,为 52.4 mm,远高于胸部压缩量损伤风险阈值。

### 2.3 基于应力应变的头部和胸部损伤风险

图 10 为不同工况下儿童乘员脑组织的 von Mises 应力云图(左)和颅内压力云图(右)。BAUMGARTNER 等<sup>[29]</sup>研究表明,脑组织 von

表 1 儿童乘员头部和胸部损伤参数

Tab.1 Child occupant head and chest injury parameters

坐姿类型	AEB 条件	HIC <sub>15</sub>	头部合成加速度/g		胸部合成加速度/g		胸部压缩量/mm
			最大值	3 ms	最大值	3 ms	
IARV		800	80		55		33
RF 坐姿	无 AEB	280.9	54.5	53	119*	75.9*	52.2*
	有 AEB	158.3	47.7	46	73.9*	57.2*	43.8*
HF-OP 坐姿	无 AEB	175.6	71	59	90.9*	57.3*	43.1*
	有 AEB	121.8	51.4	47.8	66.4*	58.8*	41.2*
PSB 坐姿	无 AEB	238.5	57.7	55	129*	101.7*	52.4*
	有 AEB	190.3	45.9	44.4	112*	86.0*	42.9*

注:超出损伤阈值的数据使用“\*”标注。

Mises 应力在 15~20 kPa 时将会导致脑部出现不同程度的脑震荡损伤风险。本文中,所有工况下,儿童乘员的脑组织应力均未超过 15kPa。相同坐姿下,有 AEB 时,儿童乘员脑组织 von Mises 应力更低。在正面碰撞中儿童乘员的脑组织主要受纵向载荷的影响,图中可以看出,各工况下儿童乘员颅内压力均呈现依次递减的阶梯式分布现象。冯城建<sup>[30]</sup>基于典型交通事故的颅脑损伤学机制,提出颅脑压力低于 173 kPa 时颅内组织会发生轻度挫伤,当颅内压力值在 173~235 kPa 之间时,会导致颅脑中度挫伤。本研究所有工况下的儿童乘员颅内压力均远低于损伤参考阈值,脑组织的损伤风险较低。

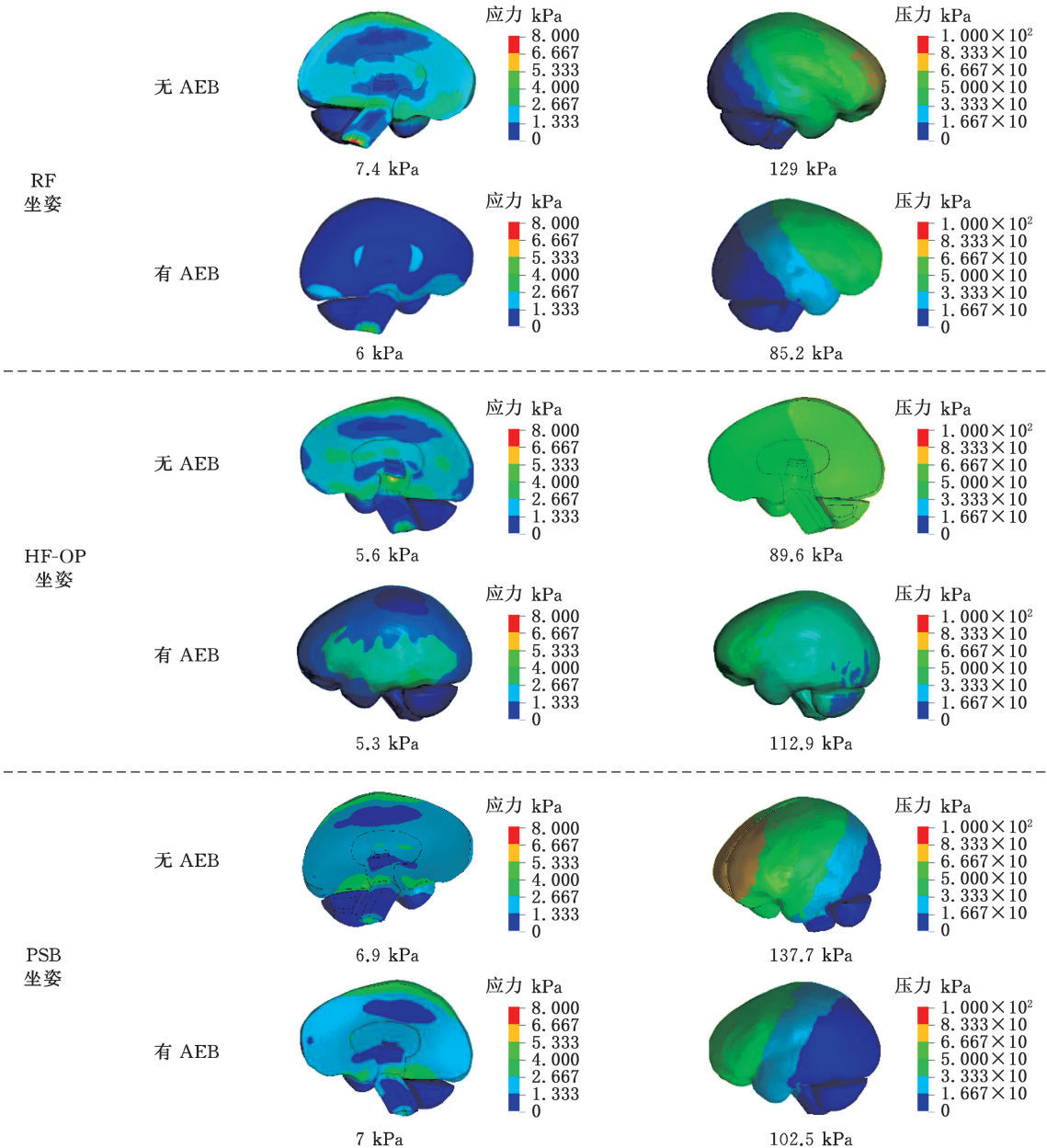


图 10 不同工况下儿童脑组织损伤指标

Fig.10 Indexes of brain tissue injury in children under different impact conditions

图 11 为 6 个工况下儿童乘员肋骨和心肺组织的第一主应变云图。由肋骨第一主应变云图可知,应变主要集中在肋骨的左侧,所有工况下儿童乘员的肋骨第一主应变均远超肋骨应变范围<sup>[31]</sup>,有较高的骨折风险;且 PSB 坐姿无 AEB 的工况下儿童乘员肋骨的应变值最高,达到了 92.9%。由肺部第一主应变云图可以看出,应变主要集中于两侧肺的中下部,且与安全带的约束路径较吻合。其中 PSB 坐姿无 AEB 条件下儿童乘员肺部的主应变最大,达到了 187.8%。根据 GAYZIK<sup>[32]</sup> 研究所得,当肺部有限元模型的应变

达到 35% 时,肺组织会出现损伤。图中所有工况的儿童肺部第一主应变值均远高于 35%,表明儿童乘员的肺部出现严重的肺挫伤甚至肺破裂的风险较大。由心脏组织第一主应变云图可知,6 个工况下儿童乘员的心脏均发生了较大形变。研究发现<sup>[33]</sup>,0~9 岁儿童心肌组织的极限拉伸应变为  $(62.9 \pm 6.9)\%$ ,当心脏的第一主应变达到 30% 时,便可导致心肌组织出现损伤。6 个工况下儿童乘员的心脏主应变均高于 30% 的损伤阈值<sup>[33]</sup>,但是低于极限拉伸应变,有出现心脏严重损伤的风险。

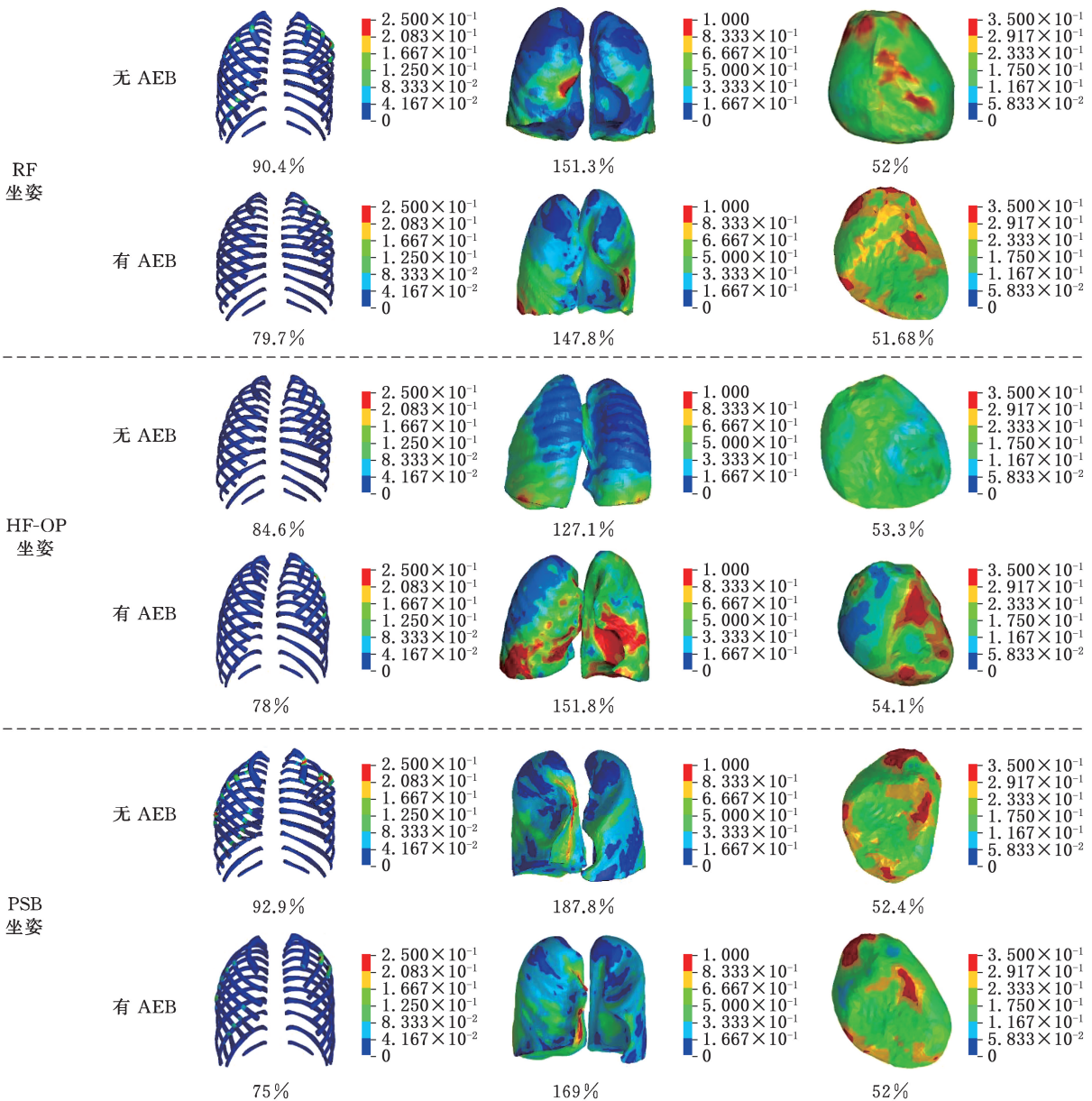


图 11 不同工况下儿童胸部组织损伤指标

Fig.11 Indexes of chest tissue injury in children under different impact conditions

### 3 讨论与分析

#### 3.1 坐姿变化对儿童乘员损伤风险的影响

由表 1 可知,无论有无 AEB 介入,三种坐姿

下儿童乘员 HIC<sub>15</sub> 值及头部合成加速度均远低于法规阈值。HF-OP 坐姿下的儿童乘员头部 3 ms 合成加速度高于相同工况下的其他两种坐姿,原因是 HF-OP 坐姿增加了头部与头枕之间的距

离,加重了回弹过程中儿童乘员头部与头枕的撞击程度。从脑组织损伤指标看,三种坐姿下儿童乘员的脑组织 von Mises 应力和颅内压力均远小于损伤阈值,儿童脑组织损伤的风险较低。

所有工况下儿童乘员的胸部合成加速度均超过了法规阈值。其中,PSB 坐姿的两个工况下儿童乘员胸部合成加速度峰值均超过了  $110g$ ,且均出现在  $100\text{ ms}$  左右,该时刻儿童乘员的胸部压缩量基本达到最大。由儿童乘员运动学响应可知,该坐姿相对于其他两种坐姿,儿童乘员胸部产生了更严重的变形,同时由于安全带肩带上移至儿童胸部质心处,所以产生了更高的胸部加速度。儿童乘员的肋骨及心肺组织的第一主应变也验证了这一观点。

### 3.2 AEB 介入对儿童乘员损伤风险的影响

以 RF 坐姿为例,由 AEB 介入导致的儿童乘员头部与胸部质心点位移变化如图 12 所示,黑色虚线代表碰撞前 AEB 减速阶段开始时的坐姿,也是无 AEB 介入时儿童初始坐姿,当 AEB 介入时,儿童乘员初始坐姿如图中实体所示。在 AEB 的影响下,儿童乘员头部质心位置前移了  $83.6\text{ mm}$ ,胸部质心位置前移了  $44.9\text{ mm}$ 。在碰撞之前,有 AEB 条件的情况比没有 AEB 工况下的儿童颈椎(C1~C7)更加弯曲,与没有 AEB 的情况相比,有 AEB 情况下的儿童乘员在水平方向上 C1 与 C7 颈椎之间的夹角增加了  $9.4^\circ$ 。在 AEB 的影响下,脊柱与水平方向上的夹角减小,脊柱弯曲程度与身体前倾成正比。表 2 列出了碰撞阶段在 AEB 的影响下,儿童乘员头部、胸部、C1~C7 颈椎以及脊柱与水平方向夹角的变化。

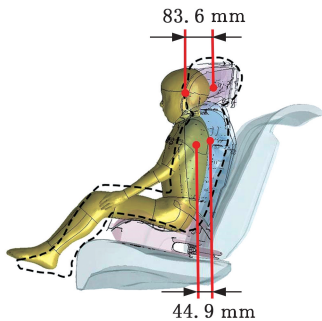


图 12 RF 坐姿下儿童乘员在 AEB 影响下碰撞前头部和胸部位移

Fig.12 Head and chest displacement of child occupant in RF sitting position after collision under AEB

由表 1 可知,除 HF-OP 坐姿外,其他坐姿下,儿童乘员在有 AEB 介入时的胸部  $3\text{ ms}$  合成加速度均低于无 AEB 介入工况。且 RF 坐姿下,儿童乘员  $\text{HIC}_{15}$  值降幅最大,达  $43.6\%$ ,胸部  $3\text{ ms}$

合成加速度降低了  $24.6\%$ ;PSB 坐姿下儿童的头部  $3\text{ ms}$  合成加速度降低了  $19.2\%$ ,胸部压缩量减小了  $18.1\%$ 。通过对比分析儿童乘员头部和胸部组织器官的损伤情况可知,除 HF-OP 坐姿外,其余两种坐姿时,儿童乘员在有 AEB 介入时的颅内压力均远低于无 AEB 介入的工况。三种坐姿下,儿童乘员均有发生严重肋骨骨折的风险,而 AEB 的介入显著减低了肋骨的第一主应变。对比三种坐姿下儿童乘员心肺组织损伤风险发现,RF 坐姿和 PSB 坐姿下,有 AEB 介入的儿童乘员肺部和心脏第一主应变低于无 AEB 的情况,而 HF-OP 坐姿的结果与之相反,原因是 AEB 的介入加重了儿童乘员前倾的程度,增加了安全带肩带对儿童乘员胸部的作用力。

表 2 AEB 介入下儿童乘员各部位与水平方向夹角

Tab.2 Angle between child occupant parts and horizontal direction with AEB intervention

坐姿类型	头部质心点位移/mm	胸部质心点位移/mm	C1~C7 颈椎与水平方向夹角/ $^\circ$	脊柱与水平方向夹角/ $^\circ$
RF 坐姿	83.6	44.9	9.4	5.9
HF-OP 坐姿	47.7	34.8	9.9	2.9
PSB 坐姿	75.3	39.7	0.2	1.5

## 4 结论

1) 坐姿的变化会显著影响儿童乘员的运动学响应和损伤风险。HF-OP 坐姿下的儿童乘员在碰撞过程中身体躯干向左发生了明显的偏转,并且在回弹过程中安全带肩带完全滑落至儿童手臂大臂处。PSB 坐姿下,由于儿童乘员发生了明显的下潜,碰撞后期有无 AEB 介入的两个工况均出现了“勒脖子”现象。

2) AEB 的介入显著减轻了儿童乘员的头部和胸部损伤。RF 坐姿下儿童乘员  $\text{HIC}_{15}$  值减小了  $43.6\%$ ,胸部  $3\text{ ms}$  合成加速度降低了  $24.6\%$ ;PSB 坐姿下儿童的头部  $3\text{ ms}$  合成加速度降低了  $19.2\%$ ,胸部压缩量减小了  $18.1\%$ 。

3) 所有工况下,儿童乘员的肋骨与心肺组织应变值均远超其损伤阈值。其中,RF 坐姿和 PSB 坐姿下,有 AEB 介入时儿童乘员心肺组织的损伤风险均低于无 AEB 介入时的情况,但 HF-OP 坐姿下结论相反。

### 参考文献:

- [1] World Health Organization. Global Status Report on Road Safety 2023[EB/OL].[2024-04-07]. <https://www.who.int/teams/social-determinants-of-health/>

- safety-and-mobility/global-status-report-on-road-safety-2023.
- [2] 中国汽车技术研究中心. 中国儿童道路交通安全蓝皮书[M]. 北京:中国质检出版社, 中国标准出版社, 2017.  
China Automotive Technology and Research Center. Blue Book of Child Road Safety in China[M]. Beijing:China Zhijian Publishing House, China Standard Publishing House, 2017.
- [3] MEISSNER U, STEPHENS G, ALFREDSON L. Children in Restraints[C]// Thirty-eighth Conference of the Association for the Advancement of Automotive Medicine, Lyon, 1994:93-106.
- [4] ROOIJ L V, HARKEMA C, LANGE R D, et al. Child Poses in Child Restraint Systems Related to Injury Potential; Investigations by Virtual Testing [C]// 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Washington DC, 2005:05-0373.
- [5] CHARLTON J, KOPPEL S, KOPINATHAN C, et al. How do Children Really Behave in Restraint Systems while Travelling in Cars? [C]// Annual Conference of the Association for the Advancement of Automotive Medicine(AAAM) 2010. Las Vegas, 2010:181-191.
- [6] OSVALDERA L, HANSSON I, STOCKMAN I, et al. Older Children's Sitting Postures, Behaviour and Comfort Experience during Ride—a Comparison between an Integrated Booster Cushion and a High-back Booster[C]// Proceedings 2013 IRCOBI Conference. Gothenburg, 2013:IRC-13-105.
- [7] BOSE D, CRANDALL J R, UNTAROIU C D, et al. Influence of Pre-collision Occupant Parameters on Injury Outcome in a Frontal Collision[J]. Accident Analysis and Prevention, 2010, 42(4):1398-1407.
- [8] 李海岩, 王彦鑫, 贺丽娟, 等. 不同坐姿的6岁儿童乘员在MPDB碰撞测试中头颈部损伤评价[J]. 汽车工程, 2021, 43(12):1793-1799.  
LI Haiyan, WANG Yanxin, HE Lijuan, et al. Evaluation of Head and Neck Injuries of a Six-year-old Child Occupant with Different Sitting Postures during a MPDB Crash Test[J]. Automotive Engineering, 2021, 43(12):1793-1799.
- [9] HAN Yong, OUYANG J, MIZUNO K, et al. Analysis of Chest Injuries to Child Occupants Seated in Impact Shield CRS Based on Dummy Tests, FE Simulations and Animal Tests[C]// Proceedings 2016 IRCOBI Conference. Malaga, 2016:IRC-16-44.
- [10] 柏杨. 不同坐姿对六岁儿童乘员胸腹部损伤影响研究[D]. 天津:天津科技大学, 2021.
- BAI Yang. Study on the Influence of Different Sitting Positions on the Chest and Abdomen Injury of Six-year-old Child Occupants[D]. Tianjin: Tianjin University of Science & Technology, 2021.
- [11] 张学荣, 尹逊蒙. 儿童乘员在大倾角增高座椅中的下潜趋势及腹部损伤研究[J]. 汽车技术, 2023(8):57-62.  
ZHANG Xuerong, YIN Xunmeng. Study on Tendency of Submarining and Abdominal Injury of Child Occupant in Highly Reclined Seats[J]. Automobile Technology, 2023(8):57-62.
- [12] YAMADA K, GOTOH M, KITAGAWA Y, et al. Simulation of Occupant Posture Change during Autonomous Emergency Braking and Occupant Kinematics in Frontal Collision[C]// Proceedings of the 2016 IRCOBI Conference. Malaga, 2016:IRC-16-36.
- [13] 胥林立, 王振飞, 胡远志, 等. 制动工况中乘员动态响应分析及主动预紧安全带效能评价[J]. 振动与冲击, 2020, 39(24):240-246.  
XU Linli, WANG Zhenfei, HU Yuanzhi, et al. Occupant's Kinematics Analysis and Active Seatbelt Performance Evaluation during Vehicle Braking[J]. Journal of Vibration and Shock, 2020, 39(24):240-246.
- [14] 曹立波, 欧阳志高, 贾寓词, 等. 自动紧急制动与可逆预紧安全带共同作用下乘员损伤分析[J]. 中国机械工程, 2016, 27(16):2259-2266.  
CAO Libo, OUYANG Zhigao, JIA Yuci, et al. Analyses of Occupant Injury Affected by Combination of Autonomous Emergency Braking and Reversible Pretensioner Seatbelts[J]. China Mechanical Engineering, 2016, 27(16):2259-2266.
- [15] GRACI V, DOUGLAS E, SEACRIST T, et al. Characterization of the Motion of Booster-seated Children during Simulated In-vehicle Precrash Maneuvers[J]. Traffic Injury Prevention, 2019, 20(S2):S75-S80.
- [16] HOLT C, SEACRIST T, DOUGLAS E, et al. The Effect of Vehicle Countermeasures and Age on Human Volunteer Kinematics during Evasive Swerving Events[J]. Traffic Injury Prevention, 2020, 21(1):48-54.
- [17] STOCKMAN I, BOHMAN K, JAKOBSSON L, et al. Kinematics of Child Volunteers and Child Anthropomorphic Test Devices during Emergency Braking Events in Real Car Environment[J]. Traffic Injury Prevention, 2013, 14(1):92-102.
- [18] 崔世海, 高伟, 李海岩, 等. 自动紧急制动对公交车内儿童乘员颅脑损伤影响[J]. 医用生物力学, 2023, 38(6):1241-1247.

- CUI Shihai, GAO Wei, LI Haiyan, et al. Effects of Autonomous Emergency Braking on Brain Injury of Pediatric Occupants in Buses[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2023, 38(6):1241-1247.
- [19] MAHESHWARI J, SARFARE S, FALCIANI C, et al. Pediatric Occupant Human Body Model Kinematic and Kinetic Response Variation to Changes in Seating Posture in Simulated Frontal Impacts—with and without Automatic Emergency Braking[J]. Traffic Injury Prevention, 2020, 21(S1):S49-S53.
- [20] MAHESHWARI J, SARFARE S, FALCIANI C, et al. Analysis of Kinematic Response of Pediatric Occupants Seated in Naturalistic Positions in Simulated Frontal Small Offset Impacts: with and without Automatic Emergency Braking[J]. Stapp Car Crash Journal, 2020, 64:31-59.
- [21] MARZOUGUI D, SAMAHA R, CUI Chongzhen, et al. Extended Validation of the Finite Element Model for the 2001 Ford Taurus Passenger Sedan, 2012-W-004[R]. Washington DC: National Crash Analysis Center, George Washington University, 2012.
- [22] Toyota Motor Corporation. Total Human Model for Safety (THUMS), 6YO Pedestrian /Occupant Model[EB/OL].[2024-04-07]. <http://www.lstc.com/thums>.
- [23] OUYANG Jun, ZHAO Weidong, XU Yongqing, et al. Thoracic Impact Testing of Pediatric Cadaveric Subjects[J]. The Journal of Trauma, 2006, 61(6):1492-1500.
- [24] LOYDA M. Studies of the Human Head from Neonate to Adult: an Inertial, Geometrical and Structural Analysis with Comparisons to the ATD Head [D]. Durham: Duke University, 2011.
- [25] HOOIJDONK VAN P A, TIJSENSM G A. Development and Application of a Child Restraint System Model for Safety Performance Assessment [EB/OL]. TASS Report, 2012 [2024-04-07]. <https://www.britax-roemer.com/car-seats/high-back-boosters/kidfix-iii-s/9018.html>.
- [26] 李海岩, 李健, 贺丽娟, 等. 约束系统误用对6岁儿童乘员头颈部损伤的影响[J]. 医用生物力学, 2020, 35(2):143-149.
- LI Haiyan, LI Jian, HE Lijuan, et al. The Effect on Head-neck Injuries of Six-year-old Child Occupant by Misusing the Restraint System[J]. China Industrial Economics, 2020, 35(2):143-149.
- [27] 叶凡, 王丙雨, 韩勇, 等. 正碰下6岁儿童乘员的胸部运动学方程与损伤风险分析[J]. 汽车安全与节能学报, 2022, 13(4):617-624.
- YE Fan, WANG Bingyu, HAN Yong, et al. Kinematic Equation and Injury Risk Analysis of the Chest of 6-year-old Child Occupant under Frontal Crash[J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2022, 13(4):617-624.
- [28] 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, 2(6):532-539.
- MAO Zhengyu, LI Zemin, NIU Wenxin, et al. The Simulation Analysis on Biomechanical Responses of Human Head under Different Loading Conditions[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2016, 2(6):532-539.
- [29] BAUMGARTNER D, WILLINGER R, SHEWCHENKO N, et al. Tolerance Limits for Mild Traumatic Brain Injury Derived from Numerical Head Impact Replication[C]// Proceedings of the 2001 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts. Isle of Man, 2001:1-3.
- [30] 冯成建. 基于典型交通事故的颅脑损伤力学机制研究[D]. 重庆: 第三军医大学, 2013.
- FENG Chengjian. Study on Mechanical Mechanism of Craniocerebral Injury Based on Typical Traffic Accidents[D]. Chongqing: Third Military Medical University, 2013.
- [31] LYU Wenle, RUAN Shijie, LI Haiyan, et al. Development and Validation of a 6-year-old Pedestrian Thorax and Abdomen Finite Element Model and Impact Injury Analysis[J]. International Journal of Vehicle Safety, 2015, 8(4):339.
- [32] GAYZIK F S. Development of a Finite Element-based Injury Metric for Pulmonary Contusion[D]. Winston-Salem: Wake Forest University, 2008.
- [33] YAMADA H, EVANS F. Strength of Biological Materials[J]. The Quarterly Review of Biology, 1971, 46(2):192.

(编辑 王旻玥)

**作者简介:**王 鹏,男,1998年生,硕士研究生。研究方向为儿童乘员安全、碰撞生物力学。E-mail: 13766225375@163.com。  
韩 勇\*(通信作者),男,1984年生,教授、博士研究生导师。研究方向为车辆智能安全、道路弱势群体安全、碰撞生物力学等。E-mail: yonghan@xmut.edu.cn。

**本文引用格式:**

王鹏,潘迪,叶美婷,等. 正面碰撞自动紧急制动系统作用下六岁儿童乘员姿态对损伤风险的影响[J]. 中国机械工程, 2025, 36(3):483-492.

WANG Peng, PAN Di, YE Meiting, et al. Effects of Occupant Posture on Injury Risk in Frontal Crash AEB for Six-year-old Children[J]. China Mechanical Engineering, 2025, 36(3):483-492.