

后倾乘员碰撞损伤与防护研究综述*

沈文轩^{1,2}, 戴睿^{1,2}, 谭普元^{1,2}, 周青^{1,2}

(1. 清华大学车辆与运载学院, 北京 100084; 2. 清华大学, 智能绿色车辆与交通全国重点实验室, 北京 100084)

[摘要] 在智能汽车和自动驾驶技术的发展背景下,以乘员舒适性为核心的零重力座椅开始配置于部分乘用车。与直立坐姿相比,后倾坐姿乘员在碰撞事故中存在较高的损伤风险,使得其碰撞安全解决方案的研发迫在眉睫。本文围绕后倾坐姿乘员碰撞安全问题,从损伤机理、约束系统、研究工具3个方面综述了相关研究现状及发展趋势。梳理总结发现:(1)后倾坐姿乘员碰撞损伤形式有别于直立坐姿乘员,其腰椎、髂骨等特征部位损伤机理尚未完全明确;(2)以三点式安全带为核心的传统乘员约束系统经改进与优化后仍难以对后倾乘员提供有效的整体保护,在主被动安全一体化体系下研发能够合理兼顾下潜损伤与脊柱损伤的新型防护手段是后倾乘员碰撞防护研究的关键问题;(3)作为主要研发和评测工具的碰撞假人和人体模型须针对后倾工况改善其可用性和生物逼真度。

关键词: 智能汽车; 零重力座椅; 后倾坐姿乘员; 人体碰撞损伤; 乘员碰撞防护手段

A Review of Reclined Occupant Crash Injuries and Impact Protection

Shen Wenxuan^{1,2}, Dai Rui^{1,2}, Tan Puyuan^{1,2} & Zhou Qing^{1,2}

1. School of Vehicle and Mobility, Tsinghua University, Beijing 100084;

2. Tsinghua University, State Key Laboratory of Intelligent Green Vehicle and Mobility, Beijing 100084

[Abstract] With the development of intelligent vehicles and autonomous driving technologies, zero-gravity seat, with occupant comfort as core function, has been equipped in some vehicles. Compared to upright seating, reclined occupants face a higher risk of injury in collision, making the development of crash safety solutions imminent. In this paper, a review of the current research status and development trends regarding the crash safety of reclined occupants is conducted, focusing on injury mechanism, restraint systems, and research tools. The findings are summarized as follows: (1) Injury patterns for reclined occupants differ from those for upright occupants, and the injury mechanism at typical sites such as the lumbar spine and the iliac crest have not been fully clarified. (2) Traditional restraint systems with three-point seat belts as the core, even after improvement and optimization, is still difficult to provide effective overall protection for reclined occupants. Development of new protective means that can reasonably balance submarine and spinal injuries under the integrated active-passive safety system is a key issue in crash protection research for reclined occupants. (3) Crash dummies and human body models (HBMs), as the primary research and evaluation tools, need to improve their usability and bio-fidelity for reclined conditions.

Keywords: intelligent vehicles; zero-gravity seat; reclined occupant; impact injuries; crash protection means

* 未来交通环境下的汽车乘员安全保护研究项目(2017YFE0118400)资助。

原稿收到日期为2024年04月15日,修改稿收到日期为2024年05月21日。

通信作者:周青,教授,E-mail:zhouqing@tsinghua.edu.cn。

前言

在未来智能交通和自动驾驶车辆场景下,由于不再需要承担驾驶任务或者驾驶负担大大降低,乘员可能会经常使用较为舒适的后倾坐姿。事实上,作为细分市场产品,目前一些车型上已搭载以提升舒适性为目的的“零重力”座椅(图1),供乘员灵活调整坐姿。相比普通汽车座椅仅提供椅背后倾调整的功能,零重力座椅还增加了坐垫角度、腿托和扶手等调整功能。但是,车辆碰撞事故难以避免,且碰撞后后倾坐姿的乘员具有更高的损伤风险,尤其是脊柱损伤,其成因还不完全清楚,且针对脊柱碰撞损伤的安全防护手段基本空白。因此,亟须开展针对后倾坐姿乘员的损伤成因和碰撞安全防护研究。



图1 汽车零重力座椅可大范围调整椅背和坐垫角度
(图片来自网络)

未来自动驾驶车辆还有可能对乘员的乘车习惯产生影响,显著改变车内驾乘环境,进而带来复杂多变的乘员碰撞工况。Sofia等^[1]对52名瑞典受访者进行了问卷调查与现场采访,要求他们在不同的乘车场景下自行选择座椅构型。调查结果表明,在短途行程中,乘员更倾向于将座椅后倾以增加舒适度。Östling^[2]随后用同样的方法在中国人群中进行了调查。两项调查结果一致,中国受访者更频繁地提及了座椅后倾的需求。目前国内新能源汽车发展势头强劲,零重力座椅作为一种提升乘员舒适性的产品受到业界和消费者的追捧。然而,现有的以传统三点式安全带和气囊为核心的乘员约束系统无法为后倾乘员提供有效的保护。早在2008年,Dissanaike等^[3]的研究显示,在NASS-CDS正面碰撞事故中处于完全后倾姿态下的乘员死亡率比正常姿态或者部分后倾姿态下的乘员死亡率高出77%。

根据美国国家高速公路交通安全管理局(NHTSA)的全国机动车交通事故原因调查报告

(NMVCCS),在目前的交通模式和技术下,大约94%的机动车碰撞事故是由驾驶者的错误决策和操作导致的^[4]。智能交通系统与自动驾驶技术可降低驾驶员失误造成的事故风险,是未来交通的重要发展方向之一。然而,考虑到道路交通的复杂性和事故发生的随机性,未来的智能交通系统和自动驾驶汽车仍然难以实现“零事故”愿景,更实际的目标可设为“零死亡”或“低损伤”。Mueller等^[5]利用NMVCCS数据库,将驾驶员相关事故因素进行了归类与分析,研究自动驾驶车辆在具有超强的感知能力且不会丧失驾驶能力的前提下,能够避免多少事故的发生。结果表明,仍有三分之二事故不可避免。Pilet等^[6]从VOIESUR(vehicle occupant infrastructure road user safety study)项目中获得原始事故数据,利用深度学习算法在模拟场景中将实际车辆替换为L5级别自动驾驶车辆。模拟结果与专家意见相印证,认为L5级别的自动驾驶车辆仅能减少50%左右的碰撞事故,尤其当事故涉及两轮车驾驶者或行人等不确定性极强的道路参与者时,自动驾驶车辆更加难以避免事故的发生。Sun等^[7]从CIDAS(中国交通事故深度研究数据库)中筛选出适当的交通事故案例在PC-Crash中进行事故重建,假设涉事车辆是具有理想的感知、决策和操控能力的智能汽车,仅根据车辆动力学和道路交通限制条件判定事故是否不可避免,在112起事故案例中确定了15起无法避免的事故,均是因为车辆紧急操控时间不足(受时间限制)或者没有足够的空间进行规避(受空间限制)。

以上研究结果表明,即便是最高等级的自动驾驶技术,也不能避免所有碰撞事故的发生。研究不可避免事故的特点能够帮助估计碰撞前的预警时间,为制定乘员智能保护策略提供参考。周青等^[8]预测了在未来智能交通环境下汽车碰撞事故中可能出现的新问题,认为自动驾驶技术的成熟将带来多样化的乘坐环境和乘员姿态,说明了发展主被动安全一体化技术的必要性。图2说明了未来智能化车辆的主被动一体化安全防护体系,多数风险将会被自动驾驶汽车规避,而对于少数极端情况,车辆受场景及动力学条件的限制无法避免碰撞,但自适应乘员约束系统可以提前1~2 s启动,针对预判的事故严重程度和乘员状态适配其构型,以在碰撞中对乘员提供最优保护。智能汽车技术的发展既给汽车安全研究带来了新的挑战,也带来了新的机遇,后倾乘员安全正是其中非常具有代表性的课题之一。

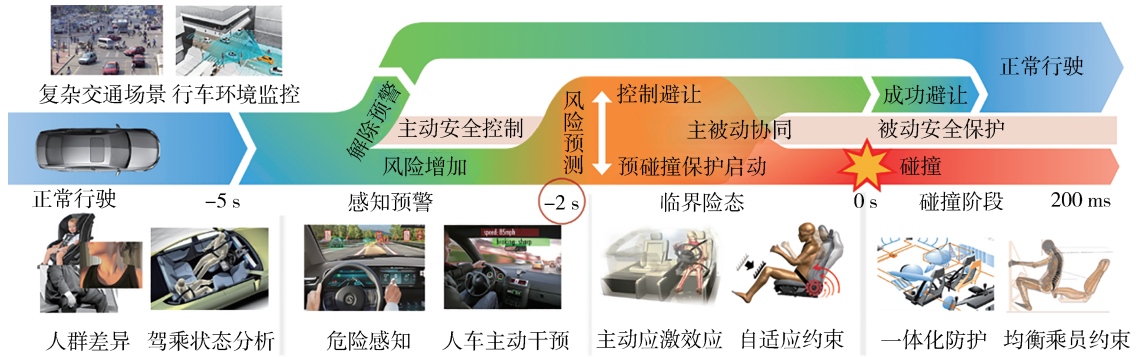


图2 未来主被动结合的智能汽车安全防护体系

综上所述,零重力座椅产品和高级别自动驾驶技术的发展,后倾坐姿极可能成为未来常见的乘坐姿态。考虑到目前的乘员约束系统不足以为后倾乘员提供有效的碰撞保护,后倾坐姿乘员在碰撞事故中具有更高的损伤风险。此外,即使在理想的智能交通和自动驾驶场景下,车辆仍无法避免相当数量的碰撞事故。因此,有必要开展针对后倾坐姿乘员

的碰撞安全与防护研究。为研发针对后倾坐姿乘员的安全防护系统,本文将梳理总结目前已有的研究结果及其局限性,旨在明确后续研发中应重点突破的方向。本文分以下3部分介绍,包括后倾坐姿乘员碰撞损伤研究,针对后倾坐姿乘员的约束系统改进与优化,以及后倾乘员碰撞安全研究工具的研发进展,如图3所示。

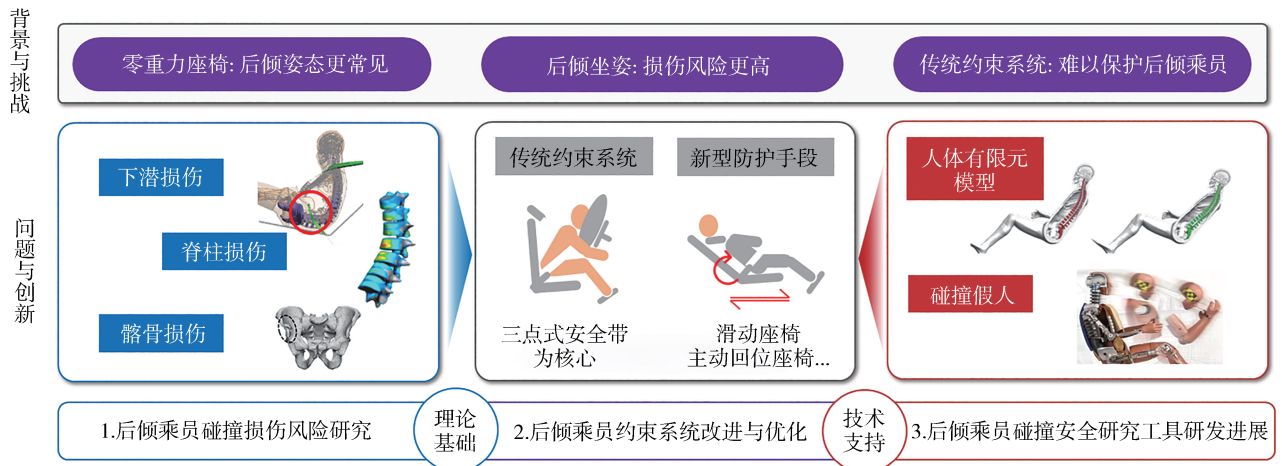


图3 综述框架

1 后倾坐姿乘员碰撞损伤研究

厘清后倾乘员碰撞损伤成因,明确后倾乘员高风险损伤部位,是后续进行后倾乘员安全保护系统设计的重要基础。当乘员座椅椅背后倾角度大于“标准座椅”时,乘员在座椅上所处的坐姿即为后倾坐姿。标准直立坐姿下常见的碰撞损伤形式在后倾坐姿下一般也都存在,如头颈损伤、胸腹损伤和下肢损伤等。除此之外,在前向碰撞下,后倾坐姿还会导致若干直立坐姿下不常见的损伤形式,其中,下潜运

动引起的下潜损伤以及后倾姿态导致的脊柱和骨盆区域载荷集中而产生的损伤是后倾乘员损伤研究中被较多关注的损伤形式。当然,也需要研究后倾坐姿在侧面碰撞、追尾碰撞以及翻滚事故中是否会产生特定的损伤形式,但由于开展后倾坐姿乘员碰撞损伤研究的时间尚短,目前文献中较多集中于最重要的前向碰撞载荷形式。

1.1 后倾乘员的下潜损伤

在后倾乘员损伤研究中,下潜损伤风险最早得到研究人员的关注。下潜损伤是由下潜运动与腹带侵入共同作用所导致的损伤形式。下潜运动指的是

乘员在前向碰撞中上躯干沿着座椅坐垫发生向前、向下脱离座椅正常约束的滑动。传统的三点式安全带中,腹带的重要功能之一是给乘员髋部施加载荷以限制乘员的下潜运动。然而,一旦乘员发生了下潜使其髋部脱离了安全带腹带的约束(即腹带从髌骨滑脱),腹带将顺势侵入乘员腹部,极有可能造成腹部内脏的严重损伤^[9],如图4所示。这种损伤被称为乘员的下潜损伤。事故数据显示,下潜运动所伴随的腹带侵入是造成乘员腹部 AIS 3+ 损伤的主要原因^[10]。在研究乘员下潜损伤的试验或仿真中,约束形式通常为传统的三点式安全带,因此并未严格区分下潜运动与下潜损伤,往往将乘员是否发生下潜运动作为下潜损伤的判断标准。其中,下潜运动的发生根据腹带是否从乘员髌骨处滑脱去判断,一些研究中更会进一步区分腹带从哪一侧的髌骨处滑脱。在少数实际情况下,发生了下潜的乘员也可能并未发生下潜损伤。

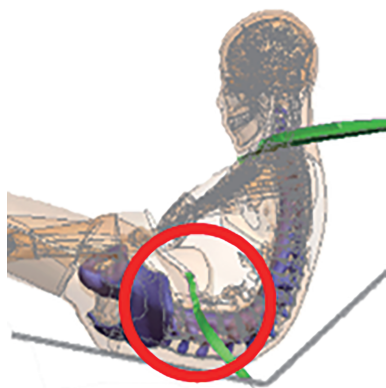


图4 乘员下潜损伤示意图^[11]

最早在20世纪70年代就有下潜损伤相关的研究发表^[12]。Adomeit等^[13]强调了在正面碰撞中控制乘员躯干角度的重要性。为更深入地了解下潜运动机理,研究人员通过建模进行了大量的理论和参数化分析,研究结果同步指导了碰撞假人模型的改进与发展。Haland等^[14]基于Hybrid III假人提出腹带与骨盆的夹角存在导致下潜运动的临界值。Horsch等^[15]建立了简化的力学模型,通过力与力矩的作用解释假人骨盆的旋转。Song等^[16]改进了Hybrid III假人有限元模型骨盆与腰带的相互作用,并进行了试验验证。Leung等^[17-18]和Walfisch等^[19]发表了一系列尸体(postmortem human subject, PMHS)试验和碰撞假人的交叉研究,指出骨盆初始角度,尤其是髌骨翼(anterior superior iliac spine, ASIS)的初始倾

角是影响下潜风险的重要指标。乘员前向碰撞下的下潜运动在直立坐姿和后倾坐姿下均有可能发生,只是在后倾坐姿下更容易发生。志愿者试验^[20]表明,骨盆随着椅背后倾而后旋,ASIS的位置更靠后、靠下。Tang等^[21]以Hybrid III假人有限元模型与物理模型为研究对象,首次聚焦于后倾坐姿乘员的下潜运动分析,并利用髋部力矩理论解释了下潜运动产生的机理。人体有限元模型(human body model, HBM)是生物逼真度最高的可用于乘员数值碰撞仿真的研究工具,自21世纪以来被广泛用于后倾乘员的下潜机理研究^[22-27]。基于HBM的研究得到的结果类似,安全带腹带约束下乘员的下潜运动往往伴随着明显的骨盆后旋,而后倾坐姿乘员比正常坐姿乘员有更大的初始ASIS后旋角度,使得ASIS更容易在碰撞中脱离腹带约束,因此,后倾坐姿乘员存在更大的下潜损伤风险。

1.2 后倾乘员的脊柱和骨盆损伤

后倾坐姿除了使乘员更容易在碰撞中下潜并造成腹部损伤外,还会导致骨盆和腰椎处的载荷集中。如图5所示,姬佩君^[11]利用人体模型仿真分析了后倾乘员的骨盆和腰椎受力。结果表明:一是后倾坐姿下骨盆的初始角度及坐垫的支撑力使其在碰撞下更容易发生后旋,进而诱导乘员下潜;二是水平方向的碰撞惯性会在后倾的脊柱轴向产生较大的分量,使腰椎承受较大的压缩载荷。

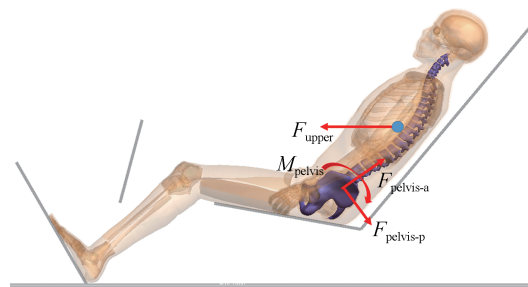


图5 后倾乘员脊柱和骨盆受力情况^[11]

在直立坐姿乘员碰撞安全研究中,高风险损伤部位能够通过交通事故数据库统计分析得到,然而目前的交通事故数据库中尚缺乏后倾乘员碰撞事故的损伤数据,因此,后倾坐姿尸体碰撞试验数据是目前最接近真实事故的后倾乘员损伤信息的来源。此前为研究下潜损伤所进行的尸体试验提及了下潜之外的损伤形式,Wiechel等^[28]于2006年对3个PMHS样

本进行了约 15 km/h 后倾 45° 的尸体试验,在 1 个 PMHS 样本中发现了胸椎 T11-T12 骨折。Uriot 等^[29]在未下潜的 PMHS 中观察到了腰椎骨折,并且发现下潜运动往往伴随着髌骨翼的骨折。弗吉尼亚大学于 2019 年进行了 50° 后倾条件下的尸体试验,系统研究了后倾乘员的运动损伤响应,并基于试验结果发表了多篇论文^[30-32]。如图 6 所示,试验测试了 5 名中等体型男性 PMHS 在 50 km/h 正面碰撞台车试验中(碰撞峰值减速度 30g)的运动学及损伤生物力学响应。研究发现,后倾的初始姿态使得骨盆、腰椎、胸椎的空间排列不利于座椅与传统三点式安全带实现有效的约束:一方面,PMHS 的骨盆首先会向后旋转,这会增加下潜运动发生的趋势;另一方面,腰椎在前倾过程中由于上躯干惯性而受到压缩和弯曲载荷,增加了骶骨(4/5)、髌骨翼(2/5)和腰椎 L1(3/5)损伤的风险。由于试验中使用了多处预紧的防下潜设

置安全带系统,仅在 5 次试验中的 1 次观察到了明显的下潜运动及腹带侵入。正面碰撞下后倾乘员腰椎部分的运动学响应对脊柱(脊柱前凸或后凸的程度)和骨盆(俯仰角)的初始姿态变化很敏感。密西根大学交通研究所 2020 年进行尸体试验(来自 NHTSA Biomechanics Test Database)研究了后倾乘员在 32 km/h 正面碰撞下的运动损伤响应,如图 7 所示。6 名中等体型男性 PMHS 根据座椅后倾角度被分为 25° 后倾与 45° 后倾两组。结果表明,更大的后倾角度显著增加了脊椎骨折风险。Baudrit 等^[33]在 13.4 m/s 的碰撞强度下对 3 个后倾 58° 的 PMHS 样本进行了尸体试验,并与 Uriot 等^[29]进行的标准坐姿尸体试验的结果进行了对比。试验观察到了大量的腰椎损伤(椎体骨折、椎间盘与腰椎韧带撕裂)、骨盆损伤(髌骨骨折、骶髌关节分离),表明后倾坐姿乘员明显存在更高的腰椎损伤风险。

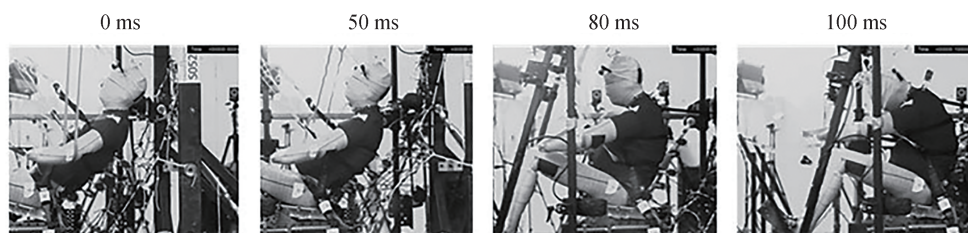


图6 弗吉尼亚大学尸体试验^[31]

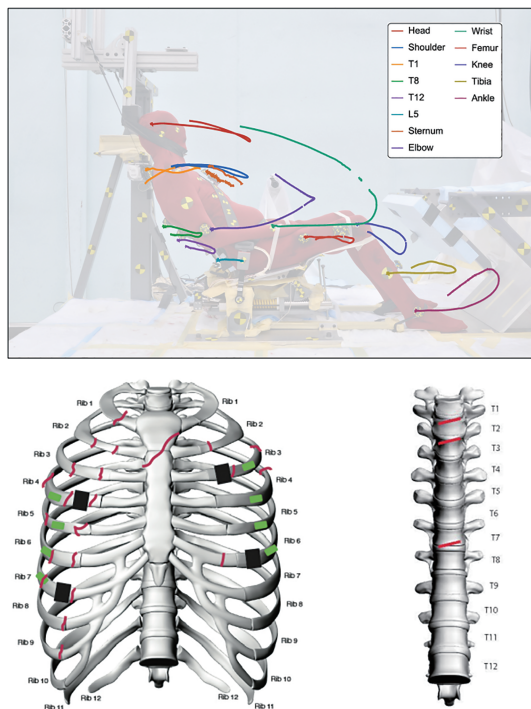


图7 密西根大学尸体试验(来自 NHTSA Biomechanics Test Database)

以上尸体试验结果均表明,后倾坐姿乘员在正面碰撞中存在的特征高风险损伤形式包括:脊柱损伤(腰椎与骶骨等)、髌骨损伤等。

利用人体模型进行有限元数值仿真也是研究后倾乘员碰撞损伤的重要方法,且在参数化分析方面相对尸体试验有着天然的便利。Boyle 等^[22]使用 GHBM (global human body model consortium) 简化 50 百分位男性模型 (GHBM M50-OS) 研究了 56 km/h 正面碰撞中后倾角度对乘员损伤的影响。仿真结果显示,腰椎的峰值压缩力随后倾角度的增加显著上升,即便在发生下潜运动的算例中也有相同的结论。可以推断,尽管下潜运动能在一定程度上卸载腰椎载荷,但并不足以抵消因大角度后倾而增加的腰椎载荷。Rawska 等^[24]使用 GHBM M50-OS 模型在 0°-30° 后倾角度范围内进行了 56 km/h 正面碰撞仿真,发现腰椎屈曲弯矩随座椅后倾角度增加而增大。基于 THUMS 与 SAFER 人体有限元模型的仿真研究^[25, 34-35] 同样指出,后倾坐姿显著增加了乘员的腰椎部位的损伤风险。综上可以认为,如何兼顾腰椎与下潜损伤的防护是后倾乘员碰撞安全研究的重要

问题。

除后倾角度这一主要影响因素外,后倾乘员损伤风险也受乘员个体差异影响。Yoganandan等^[36]和Somasundaram等^[37]通过尸体试验分析了肥胖对后倾乘员碰撞安全的影响,结果显示,肥胖乘员身体的质量分布与过量脂肪会影响约束系统行为,导致不利的运动学响应。性别也是影响后倾乘员碰撞损伤的因素之一。男性与女性盆骨形状的显著差异使得女性的下潜损伤风险更高^[9, 26, 38-39]。然而关于后倾坐姿下性别对乘员整体碰撞响应的研究目前开展的研究十分有限,Shin等^[40]对3名女性、4名男性样本进行了尸体试验,仅1名男性样本出现下潜,脊柱骨折位置、骨折时刻和座椅峰值力时刻的对比结果显示,女性与男性样本之间运动和损伤响应的区别并不显著。可以看出,性别对脊柱损伤的影响并不如下潜损伤的影响明显,但仍须更广泛地研究验证这一结论。除此之外,研究指出相同性别、相同体型后倾乘员的人体测量学差异,尤其是脊柱构型差异,会对碰撞响应产生影响。Umale等^[41]发现,若在前处理过程中将GHBM模型骨骼几何映射为具体PMHS样本的构型,模型的运动学响应相比常规的GHBM模型更接近对应样本的尸体试验结果。Izumiyama等^[34]在相同姿态下仅改变THUMS模型脊柱排列类型,同样获得了不同的碰撞响应。后倾乘员的碰撞安全已成为研究热点,依据正常坐姿乘员研究的经验,性别、胖瘦等主要群体差异会影响乘员碰撞响应,需要在后倾乘员背景下深入研究。在此基础上,后倾乘员碰撞响应表现出脊柱构型敏感性^[42],值得纳入进一步的后倾乘员损伤机理研究之中。

1.3 腰椎损伤风险研究

尸体试验与仿真研究已经明确腰椎为后倾乘员高风险损伤部位之一。人体腰椎部分由椎体、椎间盘、韧带等组织结构组成^[43],其损伤机理以及伤害评估不像头部损伤、胸部损伤一般成熟。沃尔沃汽车交通事故数据库1999-2013年的数据表明,所有MAIS 2+的伤害中,头部受伤居于首位,其次就是脊椎^[44]。在车辆事故中,胸椎和腰椎致伤的常见载荷为压缩载荷,主要是车辆碰撞期间的高速轴向压载所致^[45-48]。基于医学观测,腰椎常见的损伤形式以受压为主^[49]。Yoganandan^[50]提出,在车辆碰撞过程中,躯干的向前弯曲是导致腰椎受到纯压载荷的原因之一,这是由于人类腰椎固有的前凸曲率决定的。后倾乘员的损伤研究明确了其具有更高的腰椎损伤

风险,但在车辆碰撞的人体冲击损伤评测中,至今没有关于腰椎损伤的评估指标。

现有文献中关于腰椎损伤的研究主要为尸体试验,方法是从尸体中取出的腰椎进行各种方式的加载,直到腰椎失效,测量运动学和动力学特性以及失效阈值,以作为评估腰椎受伤风险的参考。按照时间顺序,随着试验技术的加强,试验样本表现为从小到大,从部分到整体^[51-55],见表1和表2。Stemper等^[56]进行了整条腰椎的受压试验,并给出了腰椎结构整体的失效压力为8.1~10.8 kN之间,具体受样本年龄和加载速率影响。然而,以上研究得出的腰椎损伤阈值与一些仿真研究中腰椎的力学输出存在较大差异,例如,Jones等^[57]重建了4起碰撞事故,其中2起事故中的乘员出现了腰椎损伤,发现仿真结果中人体腰椎受力远小于尸体试验中所测得的腰椎损伤阈值^[58]。杨赛超^[59]通过一起典型的交通事故重建,发现了复杂的加载模式会明显降低腰椎的损伤阈值。因此,有必要在更符合实际事故的压缩-弯曲联合加载条件下测试腰椎损伤阈值。

表1 文献中腰椎松质骨失效阈值^[59]

文献	屈服 应变/%	极限 应变/%	极限应力/ MPa
Hansson等1987 ^[51]	6.0±2.2	7.4±2.4	1.55±1.11
Kopperdahl和Keaveny 1998 ^[52]	0.84±0.06	1.45±0.3	2.23±0.95

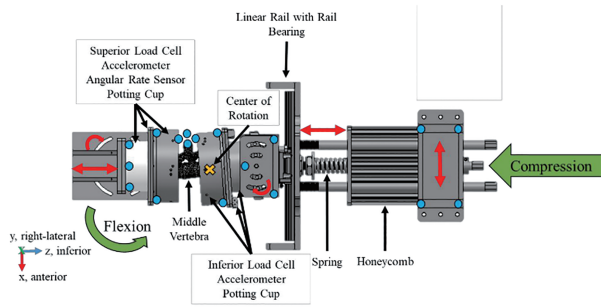
表2 基于FCU的腰椎压力阈值^[59]

文献	失效压力/kN
Yoganandan等1988 ^[54]	4.59±2.06
Brinckmann等1989 ^[55]	4.5±1.7

Chastain等^[60]通过试验发现腰椎整体(T12-S1)伸展刚度普遍大于屈曲刚度,这种差异随轴向力增加而减弱,且轴向力增加使腰椎屈曲的力矩-角度曲线趋于线性。Tushak等^[61]通过腰椎3椎体节段PMHS试验探讨了腰椎在压缩-弯曲联合载荷中的损伤阈值(图8),试验结果显示,年龄、性别和横截面积分别对失效力和失效力矩有显著影响。

进一步地,Tushak等^[62-64]基于以上试验结果开发了一种腰椎损伤风险函数,如式(1)和式(2)所示,该损伤风险函数可根据同一时刻的椎体截面压力与弯矩估算椎体的损伤风险,并尝试将函数应用于GHBM模型的损伤输出。

$$L_{\text{L}}(F, M) = (1 - \alpha) \frac{F}{\text{CSA}} + \alpha \frac{M}{\text{CSA}^{3/2}} \quad (1)$$

图8 Tushak等^[61]的腰椎试验装置

式中: F 为压力; M 为弯矩; CSA 为椎体截面积; α 为优化参数。

$$P(\text{fracture} | L_{ix}, Age) = 1 - e^{-\left[\frac{L_{ix}}{\beta_0 + \beta_1 Age} \right]^\lambda} \quad (2)$$

式中: Age 为年龄; β_0 、 β_1 、 λ 为优化参数。

以上研究是对腰椎损伤风险评估手段的一种尝试,若要成为碰撞安全法规标准,还须给出更深入全面的分析。此外,腰椎、骶骨与髌骨都是后倾乘员碰撞响应中表现出来的高风险损伤部位,但骶骨与髌骨损伤阈值缺乏相关研究,完整的后倾乘员碰撞损伤体系还须填补相关方面的空缺。

1.4 小结

本节重点梳理了后倾乘员在正面碰撞中的高风险损伤形式及成因。后倾坐姿改变了乘员身体各部位参与乘降(ride-down)吸能过程的比例,即约束系统接触力在乘员身体上的分布,使得碰撞载荷集中于髌部与腰部,导致乘员下潜损伤风险与腰椎损伤风险升高,兼顾腰椎与下潜损伤的防护应当成为后倾乘员碰撞安全研究的重点攻坚方向。本节也探讨了个体差异对后倾乘员碰撞响应的影响,除性别、胖瘦等主要群体特征差异外,脊柱构型敏感性也值得纳入后续更深入的后倾乘员损伤机理研究。后倾乘员高风险部位的损伤阈值探究是建立安全评价体系的重要一环,腰椎的损伤风险研究已初具雏形,但髌骨损伤的相关研究还有待深入。

此外,现有约束系统与后倾坐姿不匹配也会造成乘员损伤,如锚定于B柱的安全带可能与颈部发生干涉造成的颈部损伤等。业内目前对此尚未有充分的研究,但由于产生这类损伤的原因比较清楚,待针对脊柱损伤等主要矛盾找到适当的解决方案以后,不难在乘员约束系统的进一步优化改进中找到工程解决办法。

2 针对后倾坐姿乘员保护的约束系统改进与优化

2.1 传统约束系统

目前的乘员约束系统主要包括座椅、三点式安全带、气囊和膝部挡板等,其作用是在碰撞过程中合理约束乘员,降低乘员与车内结构碰撞的严重程度。实践和研究都表明,尽管目前的乘员约束系统能够对标准坐姿乘员实现较好的防护,但无法对后倾坐姿乘员提供足够的保护,一些情况下还可能加重后倾坐姿乘员的损伤。

1.1节中提到,由于直立坐姿乘员也存在下潜损伤风险,与之相关的约束系统研发也开展得最早^[12]。由于尸体试验^[30]与仿真研究^[21, 26]的结果均表明,后倾坐姿乘员存在更高的下潜损伤风险,后倾乘员碰撞安全保护研究最早是遵循防止乘员下潜运动的思路开展的。方法主要是针对以三点式安全带为核心的传统约束系统进行改进与优化,通过加强后倾乘员髌部及下肢的约束达到防下潜的目的。

唐亮^[65]在其博士论文中给出了通过改进传统约束系统防下潜的手段(表3),并使用5百分位女性Hybrid III假人,结合台车碰撞试验和有限元仿真进行了防下潜保护方案设计与验证。结果显示,通过合理的约束系统参数设计,如使用肩带和腹带预紧和限力以及安全带单向锁止器等,能够在48 km/h、45°后倾的工况下防止乘员下潜。弗吉尼亚大学^[31]在尸体试验中使用了带防下潜板的半刚性座椅,集成于座椅的三点式安全带,其中腹带为双向预紧,肩带为单向预紧,来约束50°后倾坐姿PMHS。在5次50 km/h正面碰撞试验中,有4次成功防止了下潜运动的发生。

表3 传统乘员约束系统防下潜影响参数^[65]

座椅靠背角度, 坐垫倾角
坐垫刚度, 坐垫结构
防下潜挡杆, 髌部气囊
安全带地板固定点位置, 锁扣位置
安全带D环位置, 安全带路径
安全带地板锚点预紧器, 卷收器预紧器, 锁扣预紧器
安全带限力器, 安全带锁止器
安全带与假人接触摩擦系数
脚踏板, 膝部挡板, 膝部气囊

以上结果表明,通过改进和优化传统约束系统能够基本达到防止后倾乘员下潜的目的。然而,根据尸体试验^[31]与人体模型仿真研究的结果^[11, 22, 25, 66],后倾坐姿还导致正面碰撞下腰椎与骨盆部位的载荷集中,为防下潜而加强髋部约束后,传统约束系统有可能进一步增加腰椎、骶骨、髌骨等部位的载荷,导致更高的损伤风险。

关于传统约束系统参数对后倾乘员整体损伤的影响, Lin等^[27]和 Forman等^[67]基于 GHBM 模型比较了锚定于 B 柱的肩带与集成于座椅的肩带,仿真结果显示,集成于座椅的肩带有助于更早对乘员上躯干产生约束,降低下潜风险,但同时也会加剧腰椎的弯曲变形和受力。Boyle等^[22]利用 GHBM 模型进行了椅垫刚度、腹带角度等约束系统参数分析,发现安全带腹带角度主要影响乘员下潜,且后倾角度较大时乘员下潜运动与腰椎受力存在明显冲突,不发生下潜时腰椎受力会更大。Ji等^[68]将膝部挡板靠近并及时约束后倾 THUMS 模型的下肢,在 30 km/h 的中低速碰撞下,可以在防止下潜运动发生的同时减小脊柱弯曲变形的程度。Rawska等^[26]使用 GHBM 模型探究椅垫角度对后倾乘员的影响,发现更大的椅垫倾角有助于防止乘员发生下潜,类似于座椅防下潜杆的功能。Grebouval等^[42]基于 THUMS 模型仿真进一步发现,椅垫角度在 15° 附近变化时,乘员运动和损伤响应对椅垫角度最敏感。

从后倾坐姿乘员碰撞安全性的整体上考虑,仅通过改进和优化传统约束系统,很难同时达到降低下潜损伤和脊柱损伤的效果,这是因为,限制乘员下潜的手段往往会增大腰椎的载荷。

2.2 新型防护手段

为找到能兼顾后倾坐姿乘员各部位损伤风险的手段,亟须开发新型的乘员约束系统。Mackay^[69]等

在 1990 年代就提出了使用“自适应”约束系统的概念。自适应约束系统相比传统的约束系统在硬件上增加了碰撞工况感应装置和可调装置。Baumann等^[70]进一步认为,未来的智能汽车能够在碰撞前获得更多的碰撞预警信息和乘员信息,使约束系统能够为即将发生的碰撞做准备,为乘员提供更有效的防护,比如,在感知到不可避免的碰撞后,通过调整座椅将乘员从后倾姿态调整为正常坐姿,从而降低碰撞损伤风险。乘员约束系统的“自适应化”与“智能化”是解决包括后倾在内的复杂场景下乘员安全问题的必经之路。另一方面,在临撞等紧急状态下调整乘员约束系统(比如调整座椅状态),如果误判碰撞的发生,又存在对乘员造成干扰甚至导致其他安全风险的问题。

Östling等^[71-72]提出了自适应座椅滑动限力(adaptive seat track load limiter, STLL)的方案,并进行了一系列 50 km/h 的台车试验与数值仿真验证其在减小后倾乘员腰椎载荷的效果。STLL 设置于座椅轨道,碰撞过程中整个座椅和集成于座椅的约束系统及乘员都能在预先设定的力-位移特性下向前滑动,以降低腰椎的受载。STLL 可进一步设计为主动式,主动式装置可调整 STLL 限力值,充分利用车内空间允许的最大滑动距离,进一步降低腰椎载荷。研究首先进行了 3 种不同座椅后倾角度下的 THOR-50M 假人台车碰撞试验(图 9)^[71]。每种座椅构型均对应 3 种 STLL 设置:固定式 STLL(基准工况),被动式 STLL,主动式 STLL。试验结果表明,主动式与被动式 STLL 均能降低 THOR 假人峰值腰椎压缩力。45° 与 60° 后倾条件下主动式 STLL 分别能使腰椎力降低 45% 与 37%,同时能够将其他重要损伤值基本控制在 Euro NCAP 法规中伤害阈值范围的上限以下。

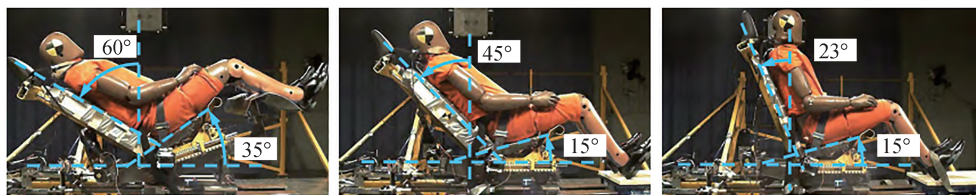


图9 台车试验中3种座椅构型^[71]:后倾60°,后倾45°,标准坐姿后倾23°

在试验研究的基础上, Östling等^[72]进一步考虑针对碰撞强度与乘员体型的适应的主动式 STLL 激活策略(即释放时间),并利用人体有限元模型进行了 50 km/h 碰撞仿真验证,如图 10 所示。仿真结果

显示,被动式 STLL 能够降低乘员腰椎载荷,主动式 STLL 效果更好。类似地, Morz等^[35]研究了座椅在更多自由度上限力吸能的防护效果,在仿真环境中设置了座椅的前向限力、垂向限力、座椅靠背调角器弯

矩限力,结果显示,座椅前向与垂向限力对于减轻后倾乘员腰椎载荷效果明显,以3.9 kN的峰值力作为参考,分别降低了1.1与0.5 kN。

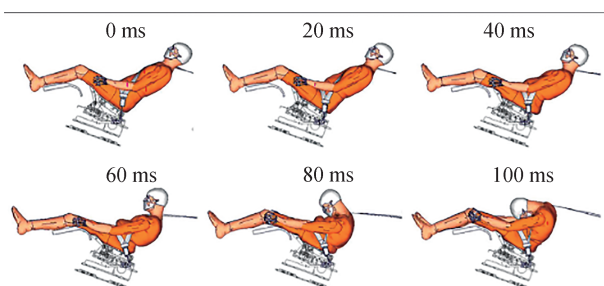


图10 高碰撞强度下后倾坐姿人体模型仿真^[73]

利用碰撞过程中的惯性来调整后倾乘员姿态的方法最早由Ji等^[68]提出。研究发现碰撞前期将膝部挡板移动至乘员膝部附近,能够有效控制乘员髋部运动。由于大腿被膝部挡板及时约束不能前移,上

躯干在前向碰撞惯性作用下绕髋部转动,引导后倾乘员向直立坐姿回位。THUMS模型仿真结果表明,在30 km/h的碰撞强度下该手段能够兼顾后倾乘员的下潜运动与腰椎损伤,但尤其在更高碰撞强度,需要配合其他防护手段保证乘员整体的碰撞安全。

Östh等^[73]进行后倾乘员正面碰撞防护的思路是,在碰撞前将乘员由后倾坐姿调整回正常的直立坐姿,使传统约束系统正常发挥其针对标准坐姿乘员的防护功能,如图11所示。研究采用有限元人体模型碰撞仿真,根据乘员的运动学响应评估防护手段的有效性。结果表明,碰撞前通过座椅靠背主动回位调整乘员的姿态,可减小头部到气囊的距离,避免较高的撞击速度。但由于乘员腰椎柔性,骨盆无法完全恢复到直立坐姿时的角度,因此,该手段无法有效避免下潜运动。研究特别指出,在车辆碰撞前的自主紧急制动(AEB)阶段,可利用椅背主动回位辅助乘员自身躯干惯性实现乘员姿态调整^[11]。

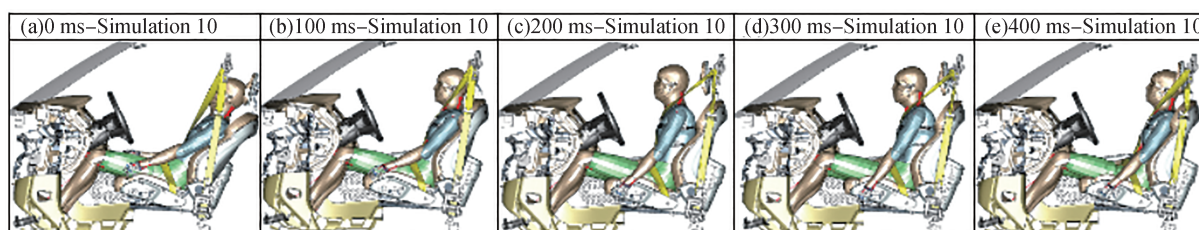


图11 座椅靠背主动回位仿真示意图^[73]

本节介绍了自适应座椅滑动限力、膝部约束下惯性回位和座椅靠背主动回位等技术方案,是后倾乘员碰撞防护研究中的重要尝试,部分手段已在典型工况中表现出一定的防护效果,部分方案则需要进一步优化完善。能兼顾降低下潜与腰椎损伤的新型防护手段还非常有限,需要研究人员更深入、广泛地探索。同时,现有乘员约束系统中的气囊和安全带也须配合防护手段的更新进行优化设计,以达到降低后倾乘员整体碰撞损伤风险的目的。

随着智能汽车和自动驾驶技术的深入发展,以零重力姿态为代表的多样化驾乘姿态将更频繁地出现。一方面我们预计,未来针对后倾坐姿的各种碰撞保护手段将主要集成于座椅,方便跟随座椅状态匹配乘员状态。另一方面,我们也期待新型防护手段的设计能跳脱出传统约束系统的框架,面向更加多样化的乘员姿态探索更高通用性、更强智能化的防护手段,弥补传统约束系统的缺陷,甚至建立新的乘员约束系统体系。当然,新型安全防护手段除了

在设计场景下发挥效果外,其应用前景还须考虑乘员舒适性、非设计工况下安全性、机械设计合理性等。新型防护手段的落地应用任重道远,也是产学研合作创新的重要机遇。

3 后倾乘员碰撞安全研究工具的研发进展

车辆碰撞损伤和防护研究方法通常有4种:交通事故重建,尸体试验,碰撞假人试验与仿真,人体模型仿真。目前的交通事故数据库中后倾乘员碰撞事故的损伤数据相对缺乏,因此不具备进行事故重建的条件。尸体试验从研究方法的角度并无针对后倾坐姿乘员的特殊之处,已在第1章集中介绍。碰撞假人和人体模型作为重要的碰撞损伤研究工具,开发周期漫长,且可用性与生物逼真度受使用工况的限制。针对后倾姿态的安全防护为近年来出现的典型非标准工况之一,并非碰撞假人和人体模型开

发时的目标工况,因此须评估其在后倾工况下的可用性及生物逼真度,并针对后倾工况进行优化与改进,为基于碰撞假人与人体模型的防护手段研究的科学性与有效性提供保障。

3.1 人体有限元模型与碰撞假人在后倾工况下的验证

人体有限元模型、碰撞假人及其有限元模型是进行乘员碰撞安全研究的常用工具,其中,人体有限元模型作为生物逼真度最高的数值仿真工具,常被用于碰撞损伤机理研究;碰撞假人及其有限元模型往往面向若干特定工况下的安全评测。目前业内常用的人体有限元模型为 THUMS、GHBMC 与 SAFER 3 大系列,正面碰撞工况下常用的碰撞假人为 Hybrid III 和 THOR (test device for human occupant restraint) 2 大系列,其生物逼真度评估通常是通过与标定工况下的尸体试验进行比较分析完成的^[74-75]。Luet 等^[76]与 Uriot 等^[77]分别在 2012 年与 2015 年进行了 PMHS 与碰撞假人的台车试验对比,认为 Hybrid III 和 THOR 假人在预测正常坐姿乘员下潜方面的生物逼真度仍有改进空间。

后倾坐姿并非传统的标定工况之一,因此模型在后倾姿态下的可用性与生物逼真度都需要与后倾姿态的尸体试验进行对比评估。Forman 等^[67]于 2019 年评估了 THOR 和 GHBMC-OS 模型在后倾工况仿真中的可用性,发现 THOR 能实现的最大后倾角度仅为 40° (椅垫角度不变,椅背后倾 40°), GHBMC-OS 模型能够通过预加载实现 60° 后倾,但会出现计算稳定性问题。Gepner 等^[23]比较了 GHBMC 与 THUMS 系列模型在后倾姿态下的碰撞响应,并指出两类模型的骨盆及腰椎响应有明显区别。GHBMC 模型骨盆在矢状面内旋转幅度较大, THUMS 模型则表现出更大的椎体峰值压力和弯矩。Mroz 等^[35]于 2020 年在 50 km/h 正面碰撞工况下对比了后倾 50° SAFER 模型与 PMHS^[31]的响应,总体而言,SAFER 模型的运动学响应和安全带约束力与 PMHS 试验符合较好, CORA (correlation and analysis) 值为 0.81。然而,可能由于腰椎长度差异,SAFER 模型所预测的 L1 在 X 方向的位移小于 PMHS 试验的结果。Gepner 等^[78]基于相同的尸体试验系统性对比评估了 3 种人体有限元模型 (THUMS v6.1, GHBMC v6.0, SAFER v10) 在后倾姿态下的生物逼真度 (图 12), 所有模型 CORA 评分相近 (约 0.67), 均显示出与 PMHS 接近的头部、T1 和骨盆 X 方向运动响应。所有模型与尸体试验的差异表现在

头部和 T1 向下运动更多,骨盆在最大前倾时后旋,腰椎出现明显的局部弯曲。CORA 评分 (0.689) 显示 SAFER 模型与尸体试验响应最接近。Shin 等^[79]在相同工况下评估了 Hybrid III-50M 和 THOR-50M 的生物逼真度 (图 13), 研究发现 Hybrid III-50M、THOR-50M 和 PMHS 之间某些特定运动学参数的大小甚至方向都有所不同,最大的差异出现在骨盆旋转与位移。如图 14 所示,骨盆旋转与腰椎刚度的区别又共同导致了头部垂向位移的显著差异。研究认为,为实现后倾工况下更高的生物逼真度,骨盆几何应为碰撞假人改进的重点之一。

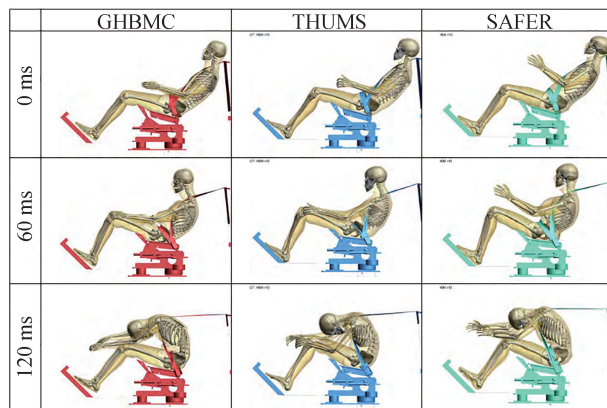


图 12 3种人体有限元模型的运动学响应^[78]

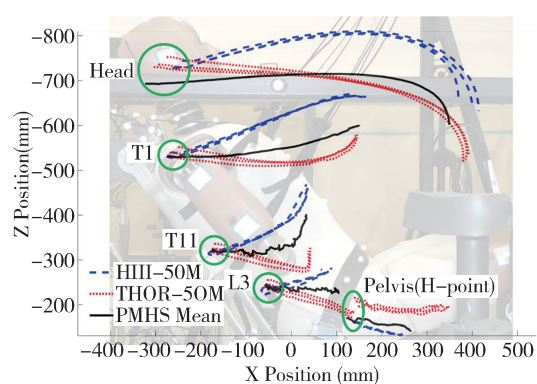


图 13 碰撞假人运动学响应验证^[78]

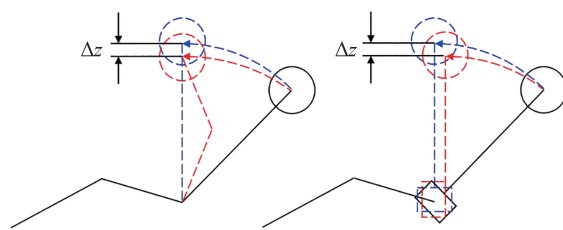


图 14 腰椎刚度(左)与骨盆旋转(右)对头部垂向位移的影响示意图^[79]

在工程应用领域,除了精细化的有限元仿真模型之外,代表性的多刚体动力学仿真模型,如MADYMO,也因其计算效率的优势被广泛使用。面向主被动融合场景下非标准姿态乘员的碰撞安全仿真问题,西门子公司推出了主动人体简易有限元模型(facet active human model in MADYMO,简称AHM模型),该模型的生物逼真度通过与标定工况下的尸体试验和志愿者试验的比较分析完成^[80]。面向零重力座椅的乘员安全问题,Tran等^[81]开展了紧急制动场景的志愿者试验,对比了AHM模型和志愿者在紧急制动阶段躯干运动趋势的差异,并进一步分析了制动阶段零重力坐姿乘员躯干直立对后续碰撞损伤的影响^[82]。然而,截止本文撰写之时,尚未有人发表零重力坐姿碰撞问题中AHM模型与尸体试验的详细结果对比,该模型在零重力坐姿下的有效性尚未得到验证。

现有的正面碰撞假人及其有限元模型是参照标准坐姿而开发,可用性及生物逼真度均难以满足当下后倾乘员碰撞安全的研究需求。人体有限元模型得益于其几何结构、材料属性等方面固有的生物逼真度,在与后倾尸体试验的对比中整体表现出较符合的运动学响应。碰撞假人首先应解决后倾姿态下可用性的问题。两类模型后倾姿态生物逼真度的改进方向可归纳为3个方面:(1)骨盆形状的改进优化,目的是调整髌骨与安全带腹带的配合关系,改善下潜运动预测的准确性;(2)腰椎模型的改进优化^[23],目的是改善上身运动学响应的生物逼真度;(3)其他细节改进,如软组织材料属性、计算稳定性等。除此之外,碰撞假人还应结合后倾乘员损伤机理研究考虑传感器设置和位置优化问题。

3.2 人体有限元模型与碰撞假人在后倾工况下的改进

Humanetics公司于2018年启动了THOR-AV项目,主要希望解决后倾座椅中假人坐姿调整和碰撞响应的问题。在THOR模型的基础上,THOR-AV进行了颈部改进、骨盆几何修正、腰椎改进及腹部改进,如图15所示。其中,骨盆是根据UMTRI-2013-38试验报告中定义的骨盆几何形状修正的。腰部改进目的是增加上躯干在后倾时的弯曲灵活性。在若干工况下对THOR-AV改进进行了验证^[83-85],并使用了BRS(biofidelity ranking score)体系评估生物逼真度,如表4所示。根据BRS评分,假人在标准坐姿与45°后倾坐姿的正面碰撞工况下表现出良好的可

用性与生物逼真度。Cellbond公司为解决THOR在后倾工况下的可用性问题,制定的方案是增加了一个可替换的髌腹部和脊柱套件,增加了脊柱变形自由度,命名为THOR-RS(图16)。

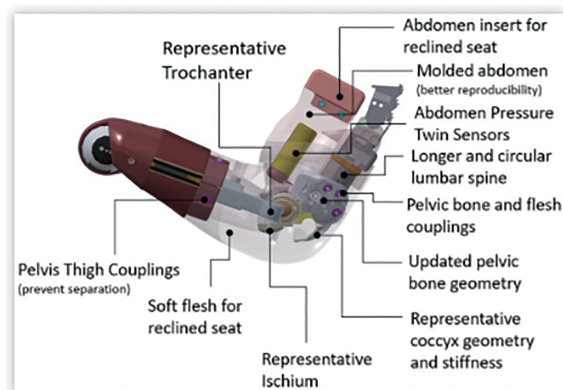


图15 THOR-AV 50M假人髌部、腰部等改进设计^[85]

表4 THOR-AV M50验证结果汇总对标
NTHSA Biomechanics Database

试验工况	BioRank scores
后倾25°、45° 32 km/h 正撞	约束系统: 1.29和1.32(Good) 运动响应: 0.73和0.89(Excellent)
后倾25°、45° 56 km/h 尾撞	约束系统: 1.58和2.94(Good and Marginal) 运动响应: 1.95和1.38(Good)
前/后排约束 50 km/h 正撞	约束系统: 1.54和1.64(Good) 运动响应: 0.84和0.77(Excellent)

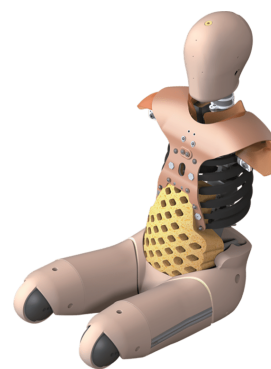


图16 THOR-RS假人

Östh等^[73]2020年在SAFER V9.0.1与THUMS V3模型的基础上进行了腰椎模型硬质骨厚度、椎间盘及腰椎韧带建模方面的改进,并将改进的腰椎模型代入人体模型进行仿真,与Uriot等^[29]的尸体试验结果进行对比,改进腰椎后的人体模型表现出更好的生物逼真度。丰田公司在2023年更新了用于后倾乘员仿真的THUMS AM50 Occupant Model

Version 7,其中包括了对应椅背角度 25°、35°、45°的 3 个乘员模型,如图 17 所示。表 5 中概述了从 THUMS V6 到 V7 的部分修改,主要针对下潜、腰椎损伤等方面进行了模型迭代。GHBMC V6.0 模型中详细更新了软化的腰椎韧带模型。

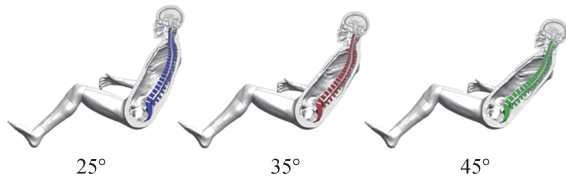


图 17 不同椅背角度 THUMS V7 剖面示意图

表 5 THUMS V7 相对 V6 的模型改进
(来自 THUMS_AM50_V7_Documentation)

仿真目标	模型改进
下潜与腹部损伤	骨盆几何
	腹部皮肤几何
	皮肤与脂肪组织属性
	小肠和肠系膜模型
腰椎骨折	椎间盘属性
	韧带属性
	椎骨和肋骨的皮质骨厚度

人体有限元模型的一大优点是生物保真度高,但受试者的特殊性和人体解剖结构的复杂性在一定程度上也限制了模型的可用性。HBM 通常适用于标准的乘员和行人姿势,即直立坐姿和站姿。然而,在交通安全领域,人体可以表现出各种非标准姿势,如乘员的后倾姿态。目前常用的非标准姿态人体有限元模型姿态调整方法一般为预仿真^[34]或借助前处理软件^[78]进行主要关节的姿态调整。Tang 等^[86]开发了一套 HBM 姿态变换工具,以类似假人的方式,在关节处将对应的骨骼沿着从特定模型骨骼几何图形推断出的轨迹重新配置,即通过规定关节姿态参数来重新定位有限元人体模型的姿态,再通过一系列操作使软组织适应重新配置的骨骼。该工具无须进行仿真计算,可在几分钟内调整人体模型姿态。后倾乘员研究中关注的脊柱构型敏感性对 HBM 的姿态调整方法提出了更高的要求,目前的姿态调整方法仅能实现 HBM 主要关节姿态调整,尚缺乏对 HBM 的脊柱构型实施高效、精准调控的方法。如何结合人体测量学数据快速重新定位人体有限元模型并保持高生物逼真度,是改善其可用性的重要问题。

4 总结与展望

未来智能汽车和自动驾驶技术的发展将带来多样化的驾乘状态,对乘员碰撞安全提出了全新的挑战。作为代表性的未来乘员姿态之一,后倾坐姿改变了乘员身体各部位参与乘降吸能过程的比例,使得以三点式安全带为核心的传统乘员约束系统难以达到较好的碰撞防护效果。为解决后倾乘员碰撞安全问题,现有研究已明确后倾坐姿乘员相对直立坐姿乘员存在更高的下潜损伤、脊柱损伤、髌骨损伤风险,并在此基础上对传统约束系统进行了一些优化与改进,但加强髌部约束限制下潜的思路难以兼顾脊柱损伤防护。现阶段的新型防护手段已在典型工况中表现出一定的整体防护效果,但仍须进一步优化完善。碰撞假人和人体模型是碰撞安全研究中的常用工具,在非标准工况的后倾姿态下均存在一定可用性与生物逼真度的问题,业内为修正以上问题已进行了若干模型的迭代更新,但仍有继续改善的空间。在以上研究现状的基础上,综合研究不足与发展趋势,提出如下研究展望。

(1)加强后倾乘员损伤机理研究。在事故数据收集与分析层面重视后倾乘员碰撞事故。深入开展腰椎、髌骨与髌骨等特征部位损伤阈值、损伤评价指标的相关研究,设计更接近真实事故的加载形式与加载速率的试验方法,建立后倾乘员损伤评价体系。除正面碰撞之外,探究追尾碰撞、侧面碰撞等各种边界条件下后倾乘员的损伤形式与损伤机理。广泛开展后倾乘员碰撞损伤影响因素的研究,并重点关注脊柱构型敏感性问题的。

(2)促进防护手段创新。后倾乘员碰撞防护研究仍处于早期阶段,须明确合理兼顾下潜损伤与脊柱损伤的关键问题,在深入理解损伤机理的前提下拓宽防护手段的设计思路。顺应主被动安全一体化的趋势,可结合机器学习等前沿技术开发防护手段对应多样化场景的执行策略,同时应考虑乘员舒适性、非设计工况下安全性、机械设计合理性等问题。

(3)完善碰撞安全研究工具。碰撞假人改进的重点应逐渐由可用性转向生物逼真度,碰撞假人中传感器的设置应参考后倾乘员损伤机理进行位置、类型等方面的调整。人体模型作为适用范围更广的研究工具,其改进不应局限于后倾工况。探究高效、精准且兼顾生物逼真度的人体模型姿态、体型调控

方法,有望使其不再区分模型类型(乘员、行人)与车型,有助于改善其在任何人体损伤相关领域中的可用性。

乘员碰撞安全作为车辆安全的最后一道防线,须不断解决未来智能汽车与自动驾驶技术发展过程中产生的安全隐患,对于自动驾驶车辆的落地应用有着重要意义。本文围绕代表性的后倾坐姿乘员碰撞安全问题,从损伤机理、约束系统、研究工具3个方面综述了相关研究现状并提出了研究展望,旨在为后倾乘员碰撞安全研究提供技术参考与发展思路。

参考文献

- [1] SOFIA J, KATARINA B, ANNIKA L. Seating positions and activities in highly automated cars: a qualitative study of future automated driving scenarios [C]. Proceedings of the IRCOBI, Antwerp (Belgium), F, 2017.
- [2] ÖSTLING M. Occupant activities and sitting positions in automated vehicles in China and Sweden [C]. Proceedings of the the ESV Conference, F, 2019.
- [3] DISSANAIKE S, KAUFMAN R, MACK C D, et al. The effect of reclined seats on mortality in motor vehicle collisions [J]. Journal of Trauma: Injury, Infection & Critical Care, 2008, 64(3): 614-619.
- [4] SINGH S. Critical reasons for crashes investigated in the national motor vehicle crash causation survey [R]. NHTSA's National Center for Statistics and Analysis, 2015.
- [5] MUELLER A S, CICCHINO J B, ZUBY D S. What humanlike errors do autonomous vehicles need to avoid to maximize safety? [J]. Journal of Safety Research, 2020, 75: 310-318.
- [6] PILET C, VERNET C, MARTIN J L. Estimated crash avoidance with the hypothetical introduction of automated vehicles: a simulation based on experts' assessment from French in-depth data [J]. European Transport Research Review, 2021, 13(1).
- [7] SUN Z, LIN M, CHEN W, et al. A case study of unavoidable accidents of autonomous vehicles [J]. Traffic Injury Prevention, 2023, 25: 8-13.
- [8] 周青, 姬佩君, 黄毅, 等. 未来交通事故场景中乘员智能保护的挑战与机遇 [J]. 汽车安全与节能学报, 2017, 8(4): 333-350.
ZHOU Q, JI P, HUANG Y, et al. Challenges and opportunities of smart occupant protection against motor vehicle collision accidents in future traffic environment [J]. J Automotive Safety and Energy, 2017, 8(4): 333-350.
- [9] TANG L, ZHOU Q. A theoretical study of submarining tendency of a hybrid III 5th percentile female dummy [C]. Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, F Nov 13-19, 2009. NEW YORK, 2010.
- [10] LAMIELLE S, CUNY S, FORET-BRUNO J, et al. Abdominal injury patterns in real frontal crashes: influence of crash conditions, occupant seat and restraint systems [J]. Annual Proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine, 2006, 50: 109-124.
- [11] 姬佩君. 均衡约束概念的乘员碰撞保护研究 [D]. 北京: 清华大学, 2016.
JI P. Study of uniform occupant restraint system on vehicle crash protection [D]. Beijing: Tsinghua University, 2016.
- [12] WILLIAMS J S, KIRKPATRICK J R. Nature of seat belt injuries [J]. Journal of Trauma, 1971, 11(3): 207-218.
- [13] ADOMEIT D, HEGER A. Motion sequence criteria and design proposals for restraint devices in order to avoid unfavorable biomechanic conditions and submarining [C]. Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference, F, 1975.
- [14] HALAND Y, NILSON G. Seat belt pretensioners to avoid the risk of submarining—a study of lap belt slippage factors [C]. Proceedings of the 13th International Conference on Experimental Safety Vehicles (ESV), F, 1991.
- [15] HORSCH J D, HERING W E. A kinematic analysis of lap belt submarining for test dummies [C]. Proceedings of the 33rd Stapp Car Crash Conference, F, 1989.
- [16] SONG D, BRUN-CASSAN F, LE COZ J Y, et al. Finite elements simulation of the occupant/belt interaction: chest and pelvis deformation, belt sliding and submarining [C]. Proceedings of the the 26th Stapp Car Crash Conference, F, 1993.
- [17] LEUNG Y C, TARRIÈRE C, FAYON A, et al. A comparison between part 572 dummy and human subject in the problem of submarining [C]. Proceedings of the the 23rd Stapp Car Crash Conference, F, 1979.
- [18] LEUNG Y C, TARRIÈRE C, LESTRELIN D, et al. Submarining injuries of 3 pt. belted occupants in frontal collisions—description, mechanisms and protection [C]. Proceedings of the the 26th Stapp Car Crash Conference, F, 1982.
- [19] WALFISCH G, FAYON A, LEUNG Y C, et al. Synthesis of abdominal injuries in frontal collisions with belt-wearing cadavers compared with injuries sustained by real-life accident victims [C]. Proceedings of the IRCOBI, F, 1979.
- [20] REED M P, EBERT S M, JONES M L H. Posture and belt fit in reclined passenger seats [J]. Traffic Inj Prev, 2019, 20(sup1): S38-S42.
- [21] TANG L, ZHENG J, ZHOU Q. Investigation of risk factors affecting injuries in reclining seat under frontal impact [J]. International Journal of Vehicle Safety, 2020, 11(3): 247-274.
- [22] BOYLE K J, REED M P, ZASECK L W, et al. A human modelling study on occupant kinematics in highly reclined seats during frontal crashes [C]. Proceedings of the IRCOBI, F, 2019.
- [23] GEPNER B D, DRAPER D, MROZ K, et al. Comparison of human body models in frontal crashes with reclined seatback [C]. Proceedings of the IRCOBI, F, 2019.
- [24] RAWSKA K, GEPNER B, KULKARNI S, et al. Submarining sensitivity across varied anthropometry in an autonomous driving

- system environment [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2019, 20: S123-S127.
- [25] KITAGAWA Y, HAYASHI S, YAMADA K, et al. Occupant kinematics in simulated autonomous driving vehicle collisions: influence of seating position, direction and angle [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2017, 61: 101-155.
- [26] RAWSKA K, GEPNER B, MOREAU D, et al. Submarining sensitivity across varied seat configurations in autonomous driving system environment [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2020, 21 (sup1): S1-S6.
- [27] LIN H, GEPNER B, WU T, et al. Effect of seatback recline on occupant model response in frontal crashes [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2018.
- [28] WIECHEL J, BOLTE J. Response of reclined post mortem human subjects to frontal impact [C]. *SAE Paper 2006-01-0674*.
- [29] URIOT J, MASUDA M, TROSSEILLE X, et al. Reference PMHS sled tests to assess submarining [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2015, 59: 203-223.
- [30] RICHARDSON R, JAYATHIRTHA M, DONLON J P, et al. Pelvis kinematics and injuries of reclined occupants in frontal impacts [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2020.
- [31] RICHARDSON R, DONLON J P, JAYATHIRTHA M, et al. Kinematic and injury response of reclined pmhs in frontal impacts [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2020, 64(20S-09).
- [32] RICHARDSON R, JAYATHIRTHA M, CHASTAIN K, et al. Thoracolumbar spine kinematics and injuries in frontal impacts with reclined occupants [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2020, 21: S66 - S71.
- [33] BAUDRIT P, URIOT J, RICHARD O, et al. Investigation of potential injury patterns and occupant kinematics in frontal impact with PMHS in reclined postures [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2022, 66: 1-30.
- [34] IZUMIYAMA T, NISHIDA N, YAMAGATA H, et al. Analysis of individual variabilities for lumbar and pelvic alignment in highly reclined seating postures and occupant kinematics in a collision [C]. *Proceedings of the IROBI*, F, 2022.
- [35] MROZ K, ÖSTLING M, RICHARDSON R, et al. Effect of seat and seat belt characteristics on the lumbar spine and pelvis loading of the safer human body model in reclined postures [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2020.
- [36] YOGANANDAN N, SOMASUNDARAM K, PINTAR F. Analysis of experimental injuries to obese occupants with different postures in frontal impact [J]. *Accident Analysis and Prevention*, 2023, 193: 5.
- [37] SOMASUNDARAM K, HUMM J R, YOGANANDAN N, et al. Obese occupant response in reclined and upright seated postures in frontal impacts [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2023, 66: 31-68.
- [38] TROSSEILLE X, PETIT P, URIOT J, et al. Reference PMHS sled tests to assess submarining of the small female [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2018, 62: 93-118.
- [39] SOMASUNDARAM K, HAUSCHILD H, DRIESSEIN K, et al. Small female occupant response in reclined and upright seated postures in frontal impacts [J]. *J Biomech Eng-Trans ASME*, 2024, 146(3): 14.
- [40] SHIN J, DONLON J P, RICHARDSON R, et al. Comparison of thoracolumbar spine kinematics and injuries in reclined frontal impact sled tests between mid-size adult female and male PMHS [J]. *Accident Analysis & Prevention*, 2023, 193.
- [41] UMALE S, KHANDELWAL P, HUMM J, et al. Comparison of small female occupant model responses with experimental data in a reclined posture [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2022, 23 (sup1): S211-S213.
- [42] GREBONVAL C, TROSSEILLE X, PETIT P, et al. Effects of seat pan and pelvis angles on the occupant response in a reclined position during a frontal crash [J]. *PLoS One*, 2021, 16(9): e0257292.
- [43] EBRAHEIM N A, HASSAN A, LEE M, et al. Functional anatomy of the lumbar spine [J]. *Seminars in Pain Medicine*, 2004, 2(3): 131-137.
- [44] JAKOBSSON L, BJÖRKLUND M, WESTERLUND A. Thoracolumbar spine injuries in car crashes [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2016.
- [45] INAMASU J, GUIOT B H. Thoracolumbar junction injuries after motor vehicle collision: are there differences in restrained and nonrestrained front seat occupants? [J]. *J Neurosurg Spine*, 2007, 7(3): 311-314.
- [46] RICHARDS D, CARHART M, RAASCH C, et al. Incidence of thoracic and lumbar spine injuries for restrained occupants in frontal collisions [J]. *Annual proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 2006, 50(50): 125.
- [47] SMITH J A, SIEGEL J H, SIDDIQI S Q. Spine and spinal cord injury in motor vehicle crashes: a function of change in velocity and energy dissipation on impact with respect to the direction of crash [J]. *Journal of Trauma & Acute Care Surgery*, 2005, 59(1): 117-131.
- [48] WANG M, PINTAR F N, MAIMAN D. The continued burden of spine fractures after motor vehicle crashes [J]. *Journal of Neurosurg-spine Spine*, 2009, 10(2): 86-92.
- [49] KURTZ S, EDIDIN A. Spine technology handbook - biomechanics of vertebral bone [M]. Academic Press, 2006.
- [50] YOGANANDAN N. *Accidental injury* [M]. Springer, 2015.
- [51] HANSSON T H, KELLER T S, PANJABI M M. A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics [J]. *Spine*, 1987, 12(1): 56.
- [52] KOPPERDAHL D L, KEAVENY T M. Yield strain behavior of trabecular bone [J]. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31(7): 601-608.
- [53] SINGER K, EDMONDSTON S, DAY R, et al. Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region [J]. *Bone*, 1995, 17(2): 167-174.
- [54] YOGANANDAN N, PINTAR F, SANCES A, et al. Biomechanical investigations of the human thoracolumbar spine [C]. *Proceed-*

- ings of the SAE International Off-Highway and Powerplant Congress and Exposition, F, 1988. SAE International.
- [55] BRINCKMANN P, BIGGEMANN M, HILWEG D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae [J]. *Clinical Biomechanics*, 1989, 4: iii-iv, 1-27.
- [56] STEMPER B D, YOGANANDAN N, BAISDEN J L, et al. Rate-dependent fracture characteristics of lumbar vertebral bodies [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2015, 41: 271-279.
- [57] JONES D A, GAEWSKY J P, KELLEY M E, et al. Lumbar vertebrae fracture injury risk in finite element reconstruction of CI-REN and NASS frontal motor vehicle crashes [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2016, 17(sup1): 109-115.
- [58] YOGANANDAN N, ARUN M W J, STEMPER B D. Biomechanics of human thoracolumbar spinal column trauma from vertical impact loading [J]. *Annals of Advances in Automotive Medicine*, 2013, 57: 155-166.
- [59] 杨赛超. 面向智能车辆安全策略的乘员碰撞损伤风险预测研究 [D]. 北京:清华大学, 2022.
YANG S. Research on occupant collision injury risk prediction for intelligent vehicle safety strategy [D]. Beijing: Tsinghua University, 2022.
- [60] CHASTAIN K, GEPNER B, MOREAU D, et al. Effect of axial compression on stiffness and deformation of human lumbar spine in flexion-extension [J]. *Traffic Inj Prev*, 2023, 24(sup1): S55-S61.
- [61] TUSHAK S K, DONLONA J P, GEPNER B D, et al. Failure tolerance of the human lumbar spine in combined compression and flexion loading [J]. *Journal of Biomechanics*, 2022, 135: 111051.
- [62] TUSHAK S K, GEPNER B D, FORMAN J, et al. Human lumbar spine injury risk in dynamic combined compression and flexion loading [J]. *Annals of Biomechanical Engineering*, 2022, 51: 1216-1225.
- [63] TUSHAK S K, GEPNER B D, PIPKORN B, et al. Evaluation of the GHBM lumbar spine in sub-injurious and injurious loading [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2022.
- [64] TUSHAK S K, GEPNER B D, PIPKORN B, et al. GHBM-specific lumbar spine fracture risk prediction considering two different metrics [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2023.
- [65] 唐亮. 汽车座椅靠背后倾工况下的碰撞安全性研究 [D] 北京:清华大学, 2009.
TANG L. Study of crash safety of vehicle occupant in reclining seat [D]. Beijing: Tsinghua University, 2009.
- [66] 黄媛. 考虑乘员状态与碰撞强度影响的乘员约束及损伤响应研究 [D]. 北京:清华大学, 2020.
HUANG Y. Study of occupant restraint system and injury response concerning influences of occupant state and crash severity [D]. Beijing: Tsinghua University, 2020.
- [67] FORMAN J, HONGNAN L, GEPNER B, et al. Occupant safety in automated vehicles- effect of seatback recline on occupant restraint [J]. *International Journal of Automotive Engineering*, 2019, 10(2): 139-143.
- [68] JI P J, HUANG Y, ZHOU Q. Mechanisms of using knee bolster to control kinematical motion of occupant in reclined posture for lowering injury risk [J]. *International Journal of Crashworthiness*, 2017, 22(4): 415-424.
- [69] MACKAY M. Smart seat belts: some population considerations applied to intelligent restraint systems [C]. SAE Paper 940531.
- [70] BAUMANN K, SCHONEBURG R, JUSTEN R. The vision of a comprehensive safety concept [C]. SAE Paper 2001-06-0257.
- [71] ÖSTLING M, LUNDGREN C, LUBBE N, et al. The influence of a seat track load limiter on lumbar spine compression forces in relaxed, reclined, and upright seating positions: a sled test study using THOR-50M [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2021.
- [72] ÖSTLING M, LUNDGREN C, LUBBE N, et al. Reducing lumbar spine vertebra fracture risk with an adaptive seat track load limiter [J]. *Frontiers in Future Transportation*, 2022, 3: 890117.
- [73] ÖSTH J, BOHMAN K, JAKOBSSON L. Evaluation of kinematics and restraint interaction when repositioning a driver from a reclined to an upright position prior to frontal impact using active human body model simulations [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2020.
- [74] PARENT D, CRAIG M, MOORHOUSE K. Biofidelity evaluation of the THOR and hybrid III 50th percentile male frontal impact anthropomorphic test devices [C]. *Proceedings of the 61st Stapp Car Crash Conference*, F, 2017. The Stapp Association.
- [75] ALBERT D L, BEEMAN S M, KEMPER A R. Occupant kinematics of the Hybrid III, THOR-M, and postmortem human surrogates under various restraint conditions in full-scale frontal sled tests [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2018, 19: S50-S58.
- [76] LUET C, TROSSELLE X, DRAZETIC P, et al. Kinematics and dynamics of the pelvis in the process of submarining using PMHS sled tests [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2012, 56: 411-442.
- [77] URIOT J, POTIER P, BAUDRIT P, et al. Comparison of HII, HIII and THOR dummy responses with respect to PMHS sled tests [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2015.
- [78] GEPNER B D, PEREZ-RAPELA D, FORMAN J L, et al. Evaluation of GHBM, THUMS and SAFER human body models in frontal impacts in reclined postures [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2022.
- [79] SHIN J, DONLON J P, RICHARDSON R, et al. Biofidelity evaluation of the hybrid-III 50th male and the THOR-50M in reclined frontal impact sled tests [C]. *Proceedings of the IRCOBI*, F, 2022.
- [80] Simcenter madymo human body models manual version 2021.1 [M]. Siemens Industry Software and Services BV, 2021.
- [81] TRAN T D, HOLTZ J, MÜLLER G, et al. Validation of MADYMO human body model in braking maneuver with highly reclined seatback [J]. *International Journal of Crashworthiness*, 2022, 27(6): 1743-1752.
- [82] TRAN D, MÜLLER G, MÜLLER S. The effect of a braking maneuver on the occupant's kinematics of a highly reclined seating position in a frontal crash [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2023,

24(4): 299-306.

- [83] WANG Z J. Biomechanical responses of the THOR-AV ATD in rear facing test conditions [J]. SAE International Journal of Advances and Current Practices in Mobility, 2022, 4(6): 2089-2105.
- [84] WANG Z J, ZASECK L W, REED M P. THOR-AV 50th percentile male biofidelity evaluation in 25° and 45° seatback angle test conditions with a semi-rigid seat [C]. Proceedings of the IRCOBI, F, 2022.
- [85] WANG Z J, RICHARD O, LEBARBÉ M, et al. Biomechanical responses of THOR-AV in a semi-rigid seat that mimics the front and rear seat of a midsize car [C]. Proceedings of the IRCOBI, F, 2022.
- [86] TANG J, ZHOU Q, SHEN W, et al. Can we reposition finite element human body model like dummies? [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2023, 11: 1176818.