

面向智能安全的中国 50th百分位男性体征行人 数字模型开发及应用

赵洪乾^{1,2}, 李海岩^{1,2}, 张城铭^{1,2}, 崔世海^{1,2}, 贺丽娟^{1,2}, 吕文乐^{1,2}

(1. 天津科技大学 机械工程学院, 天津 300457; 2. 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300457)

摘要: 基于中国 50th 百分位男性体征志愿者 CT 医学影像数据, 本文构建了图斯特 50th 百分位男性行人损伤仿生模型, 并通过重构尸体钝性冲击试验验证其有效性。参考欧洲新车评价规程行人模型认证要求, 本文进一步开发了行走姿态模型, 并对不同碰撞角度下的行人-车辆碰撞进行仿真分析。结果表明: 在行人与车辆侧向碰撞中, 头部接触时间比正面和背面碰撞延迟约 10 ms, 整体损伤程度较轻; 背面碰撞导致的头部损伤风险最高, 正面碰撞更易引发下肢严重损伤。可见, 碰撞角度对行人损伤具有显著影响。因此, 在行人保护系统的优化设计及评价中应予以充分考虑。本文开发的图斯特损伤仿生模型可为行人-车辆碰撞损伤机理研究、车辆智能安全系统优化及虚拟测评体系构建提供关键技术支撑。

关键词: 车辆工程; 图斯特损伤仿生模型; 50th 百分位中国男性; 行人保护; 碰撞角度

中图分类号: U467.14 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-5497(2026)03-0779-14

DOI: 10.13229/j.cnki.jdxbgxb.20250363

Development and application of pedestrian human body model representing anthropometric characteristics of 50th percentile Chinese male for intelligent safety

ZHAO Hong-qian^{1,2}, LI Hai-yan^{1,2}, ZHANG Cheng-ming^{1,2}, CUI Shi-hai^{1,2},
HE Li-juan^{1,2}, LYU Wen-le^{1,2}

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300457, China;
2. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin 300457, China)

Abstract: The TUST 50th percentile Chinese male pedestrian injury bionic model was constructed based on CT medical imaging data of a volunteer with Chinese 50th percentile male anthropometric characteristics, and its effectiveness was verified by the reconstruction of cadaveric blunt impact tests. In accordance with the pedestrian model certification requirements outlined in the Euro NCAP protocols, a walking-posture model is further constructed, and simulation analyses of pedestrian-vehicle collisions at various collision angles were performed. Results indicate that in lateral collisions between pedestrians and vehicles, the head

收稿日期: 2025-04-24.

基金项目: 国家重点研发计划项目(2018YFC0807203); 国家自然科学基金项目(81471274, 81371360).

作者简介: 赵洪乾(1994-), 男, 博士研究生. 研究方向: 车辆安全与行人保护.

E-mail: zhaohongqian2022@mail.tust.edu.cn

通信作者: 李海岩(1971-), 女, 教授, 博士. 研究方向: 车辆安全与损伤生物力学. E-mail: lihaiyan@tust.edu.cn

impact time was delayed by approximately 10 ms compared to frontal and rear impacts, and the overall injury severity was relatively mild. The highest risk of head trauma was exhibited in rear impacts, whereas severe injuries to the lower extremities were more likely to be caused by frontal impacts. These findings demonstrate that significant influence of collision angle on pedestrian injury was exerted. Therefore, collision angle should be carefully considered in the optimal design and assessment of pedestrian protection systems. The TUST injury bionic model developed in this study provides crucial technical support for research on pedestrian-vehicle collision injury mechanisms, optimization of intelligent safety systems for vehicles, and the construction of virtual evaluation frameworks.

Key words: vehicle engineering; TUST injury bionic model; 50th percentile Chinese male; pedestrian protection; collision angle

0 引言

行人是弱势道路使用者。世界卫生组织发布的《2023 年全球道路安全状况报告》(以下简称《报告》)显示,2021 年全球约 119 万人死于道路交通事故,其中行人占比高达 23%^[1]。《报告》同时指出,过去 10 年,行人死亡比例持续上升,这一趋势令人担忧。为此,世界各国相继采取措施提升行人保护水平。目前已有中国、欧盟、日本、澳大利亚、韩国及拉丁美洲 6 个国家(地区)在其新车评价规程(New car assessment program, NCAP)中设立了行人保护碰撞测试项目^[2]。同时,我国也在不断完善行人保护法规,自 2025 年 1 月 1 日起,《汽车对行人的碰撞保护》(GB 24550—2024)国家标准已由原来的推荐性标准正式“升级”为强制性标准。

现行的行人保护法规及第三方评价体系主要依靠子系统测试评估车辆对行人的碰撞保护性能,子系统测试一般包括头型试验、上腿型试验和下腿型试验^[3]。然而,无论是相对基础的市场准入法规,还是更加严格的第三方评价规程,都存在评价工具有限、试验工况失真、评价指标单一等缺陷。随着智能驾驶技术的快速发展,碰撞工况日趋复杂,传统物理试验设备和技术愈发难以满足汽车智能安全性能评价要求。相比之下,基于计算机仿真的虚拟测评方法优势不断显现,不仅可以覆盖更为复杂多变的工况,还能帮助企业显著降低研发成本,缩短产品研发周期^[4]。

在行人碰撞安全研究领域,人体生物力学模型被广泛应用于行人损伤机理分析^[5]、车辆行人保护性能优化^[6]、评价方法改进^[7]、行人损伤预测^[8]、事故重构^[9]等方面。同时,该模型被视为汽

车安全虚拟测评的重要工具^[10]。目前,国际上已有多项较为成熟的人体生物力学模型,包括 THUMS(Total human model for safety)^[11]、GH-BMC(Global human body models consortium)^[12]、VIVA+^[13]、SAFER^[14]等。然而,上述模型均基于欧美人群特征开发,难以准确反映中国行人在交通事故中的损伤特征。随着我国智能汽车及行人保护技术的快速发展,开发具有自主知识产权、涵盖不同体型、符合中国人体征且具备真实详细解剖学结构的人体生物力学模型迫在眉睫。符合中国体征的行人生物力学模型不仅可为行人碰撞损伤机理研究及汽车智能安全系统设计优化提供科学支撑,还可为我国未来行人保护虚拟测评体系的构建提供关键技术储备。

1 本文方法

1.1 行人站姿模型开发与验证

本文基于中国标准化研究院最新发布的《中国成年人人体尺寸》(GB/T 10000—2023)^[15]测量统计数据,以身高、体质量、肩高、会阴高、大腿长、小腿长等作为关键参数,筛选符合中国 50th 百分位男性体征的健康志愿者作为模型构建对象。该志愿者的身高为 171 cm,体质量为 67 kg。基于志愿者的 CT 医学影像数据,首先分别建立头部^[16]、颈部^[17]、胸腹部^[18]及四肢^[19]的局部模型(见图 1(a),彩图参见电子版,以下同)。通过重构多种不同冲击方位的志愿者和尸体钝性冲击试验,对各局部模型进行验证^[20-33],验证矩阵如表 1 所示。随后,将经过验证的各局部模型整合,构建完整的人体生物力学模型(见图 1(b)),命名为图斯特 50th 百分位男性行人损伤仿生模型(TUST IBMs M50-P)。TUST IBMs M50-P 身高为 172 cm,

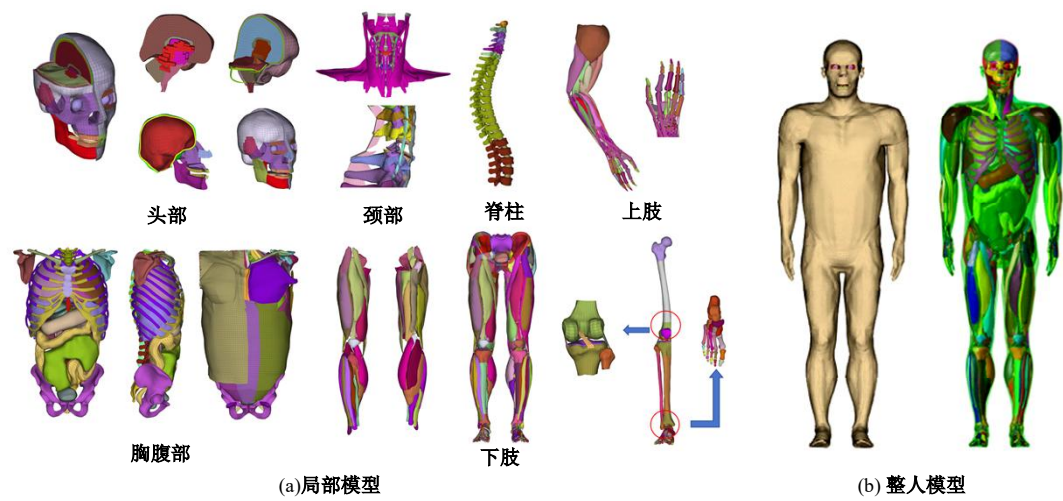


图 1 图斯特 50th百分位男性行人损伤仿生模型
Fig. 1 TUST injury bionic models M50-P

表 1 TUST IBMs M50-P 局部模型验证矩阵
Table 1 Validation matrix for regional models of TUST IBMs M50-P

验证部位	试验名称	参考文献	模型验证
头部	撞锤撞击前额	Nahum 等 ^[20]	曹伟帆 ^[16]
	刚性球撞击顶叶	Yoganandan 等 ^[21]	
	泡沫冲击面部	Trosseille 等 ^[22]	
	头部旋转	Hardy 等 ^[23]	
颈部	志愿者侧面碰撞	Ewing 等 ^[24]	王福洋 ^[17]
	志愿者后碰撞	Davidsson 等 ^[25]	
	志愿者前碰撞	Arbogast 等 ^[26]	
	尸体头颈跌落	Nightingale 等 ^[27]	
胸腹部	胸部正面撞锤冲击	Kroell 等 ^[28]	慕鹏飞 ^[18]
	胸部侧面撞锤冲击	Shaw 等 ^[29]	
	腹部正面棒击	Cavanaugh 等 ^[30]	
下肢	长骨准静态三点弯曲	Yamada ^[31]	张城铭 ^[19]
	大小腿动态三点弯曲	Kerrigan 等 ^[32]	
	下肢整体剪切弯曲	Kajzer 等 ^[33]	

体质量为 67.2 kg,模型体征参数与《中国成年人人体尺寸》中相应数据对比如表 2 所示。该模型包

表 2 TUST IBMs M50-P 体征参数
Table 2 Characteristic parameters of TUST IBMs M50-P

测量项目	TUST IBMs M50-P	GB/T 10000—2023	差值比例/%
身高/mm	1 720	1 706	0.8
体质量/kg	67.2	69	2.6
肩高/mm	1 436	1 384	3.8
会阴高/mm	738	735	0.4
大腿长/mm	477	472	1.1
小腿长/mm	361	378	4.5

含 214.8 万个节点和 270.6 万个单元,其中实体单元主要采用六面体单元,仅在边缘过渡区域采用极少量四面体和五面体单元,四面体和五面体单元占全部实体单元的比例 $<0.04\%$ 。该模型包含详细的脑组织、骨骼、肌肉、内脏器官、皮肤、脂肪等人体组织结构。为确保模型的计算精度和稳定性,依据有限元理论对网格质量进行校验,校验项目包括雅可比行列式(Jacobian determinant) >0.3 、翘曲度(Warping angle) $<50^\circ$ 、扭曲度(Skewness) $<60^\circ$ 、长宽比(Aspect ratio) <8 ,所有单元无负体积(No negative volume elements)。

在完成局部模型验证的基础上,进一步在整人层面对所开发的行人站姿模型进行验证。前期已开展部分整人层面验证试验,包括胸腹部正面冲击、膝关节正面冲击等^[34]。本文选取身高与体质量误差在 10% 以内的尸体试验数据,并依据相应的加载条件,对模型肩部、胸部、腹部及骨盆进行钝性冲击试验^[35-37],验证矩阵如表 3 所示。在胸部、腹部及骨盆冲击试验中,为减少上肢对试验结果的影响,仿真过程中移除模型手臂,并在肩胛骨位置施加质量点,以保证模型的总质量不变。仿真试验示意图如图 2 所示。

1.2 行人走姿模型开发与验证

由于目前国内尚无系统的行人生物力学计算模型认证标准和试验规定,本文参考欧洲新车评价规程(Euro NCAP)发布的行人人体模型验证技术公告(TB024)^[38],依据其中关于行人行走姿态的定义参数,将图斯特 50th百分位男性行人站姿损伤仿生模型调整为行走姿态。模型调整过程

表 3 TUST IBMs M50-P 站姿模型验证矩阵
Table 3 Validation matrix of the TUST IBMs
M50-P standing model

试验项目	冲击器加载条件		参考文献
	冲击速度 /(m·s ⁻¹)	冲击位置	
肩部冲击	4.5/6.8	肩峰中心	Marth ^[35] , Koh 等 ^[36]
胸部冲击	4.4/6.5/9.5	剑突	Viano 等 ^[37]
腹部冲击	4.8/6.8/9.4	剑突下方 7.5 cm	Viano 等 ^[37]
骨盆冲击	5.2/9.8	大转子中心	Viano 等 ^[37]

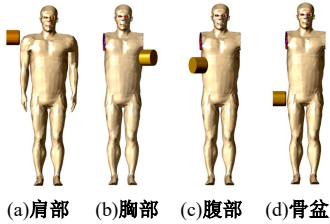


图 2 钝性冲击仿真试验

Fig. 2 Blunt impact simulations tests

主要通过调节相关关节角度,以匹配 TB024 中规定的行人步态特征。在关节调整过程中,以模型关节处旋转中心的水平轴线为旋转轴,根据 TB024 姿态定义参数要求,将大臂、小臂、大腿、小腿、足部绕相应旋转轴进行旋转,旋转完成后,确定并删除模型中因姿态调整导致干涉的肌肉、韧带、脂肪、皮肤等组织网格单元,依据人体真实生理结构进行网格重建。

此外, TB024 提供了 3 种经验证具有代表性的普通乘用车前端结构有限元模型,分别为家庭轿车(Family car, FCR)、跑车(Roadster, RDS)和运动型多用途车(Sports utility vehicle, SUV),并规定了人-车碰撞仿真的 3 种典型工况车速(30、40、50 km/h),用于模型的对标测试。

按照 TB024 的技术要求,本文采用 LS-DYNA 软件开展图斯特 50th 百分位男性行人走姿损伤仿生模型的对标仿真试验,试验初始状态如图 3 所示。3 种车型分别以 30、40、50 km/h 的速度撞击行人,将行人模型的右侧定义为撞击侧,左侧定义为对撞侧(即远离撞击区域的一侧),行人头部质心位于车辆模型的纵向对称面。整个仿真过程在重力场环境下进行。

TB024 将行人模型的头部质心(HC)、第 12 节胸椎中心(T12)和骨盆中心(AC)定义为特征点,并提供了这些特征点运动轨迹的参考通道。此外, TB024 还给出了行人头部碰撞时间(Head

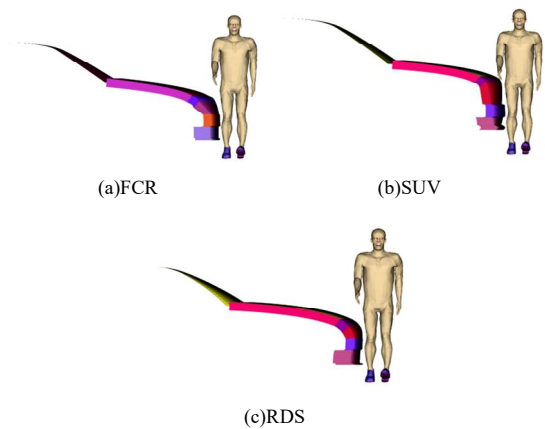


图 3 Euro NCAP TB024 对标试验

Fig. 3 Euro NCAP TB024 benchmark tests

impact time, HIT) 及人-车接触力的参考范围,以评估行人碰撞行为的合理性和模型的生物逼真度。

1.3 不同角度人-车碰撞试验

为研究人-车碰撞角度对行人损伤的影响,本文采用 TUST IBMs M50-P 走姿模型,结合某款轿车有限元模型开展仿真试验。所使用的轿车有限元模型来自美国国家碰撞分析中心(National crash analysis center, NCAC)的汽车模型数据库,该模型在前期研究中已完成简化,并通过了有效性验证^[39]。

参考行人保护测试项目中常用的试验速度^[3],本文将轿车速度设定为 40 km/h。仿真试验在重力场环境下进行,确保行人模型与车辆模型在整个碰撞过程中均受重力作用。行人初始位置设定为在不与轿车发生接触的前提下尽可能靠近轿车,同时保证行人头部质心位于轿车纵向中心线。仿真试验的初始状态如图 4 所示。

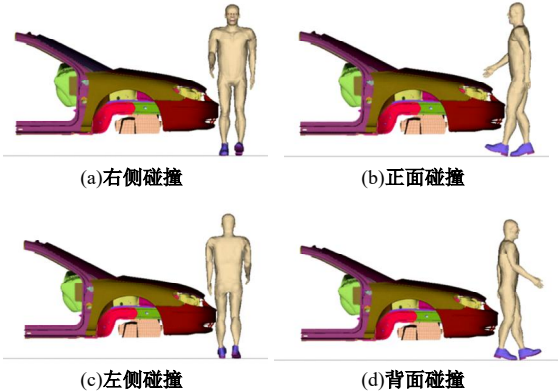


图 4 不同角度人-车碰撞仿真试验

Fig. 4 Simulation tests of pedestrian-vehicle collisions at various collision angles

2 试验及结果分析

2.1 TUST IBMs M50-P 站姿模型验证试验

本文共开展10组钝性冲击验证试验,并与对应的尸体试验数据进行对比。各组试验的力学响应曲线对比结果如附录1所示。结果显示,TUST IBMs M50-P站姿模型的仿真响应曲线与尸体试验曲线趋势一致、峰值接近,均位于相应的尸体试验数据通道内,这表明模型在生物力学响应方面具有较高的可信度。

为进一步验证模型的有效性,选取部分关键生物力学响应指标与尸体试验结果进行比较。3组胸部冲击试验的肋骨最大塑性应变云图见图5。在4.4 m/s和6.5 m/s的仿真试验中,模型肋骨未发生骨折,与尸体试验结果一致^[37]。在9.5 m/s的仿真试验中,模型R5、R6、R7、R8肋骨发生骨折(出现单元失效现象),尸体试验结果显示R7、R8、R9肋骨骨折,两者在骨折分布及严重程度方面基本一致,进一步验证了TUST IBMs M50-P站姿模型具有一定的生物逼真度和损伤预测能力。

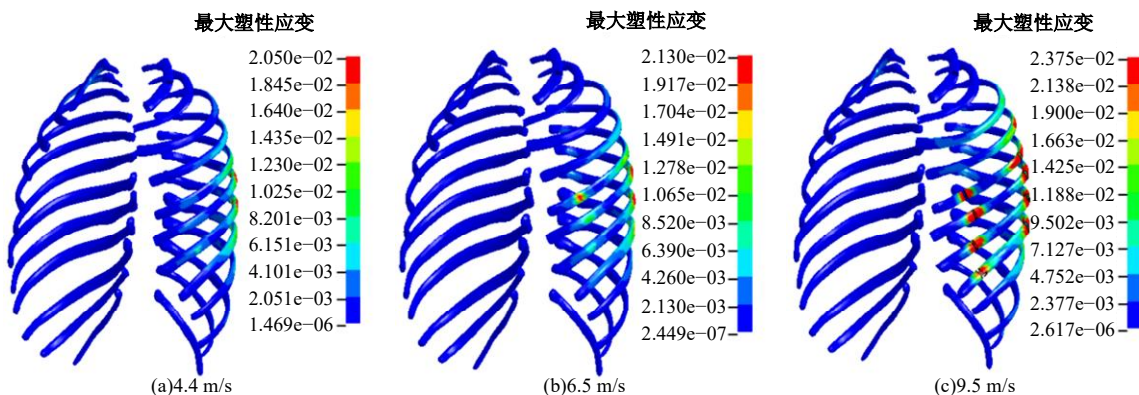


图5 肋骨最大塑性应变云图

Fig. 5 Contour plot of maximum plastic strain in the ribs

2.2 TUST IBMs M50-P 走姿模型验证试验

按照TB024的技术要求,本文将TUST IBMs M50-P调整为行走姿态。TB024提供的相关参数包括关节角度、特征点距离及体质量3类,表4为TB024参考值与TUST IBMs M50-P走姿模型实际测量值的对比结果。结果表明,TUST IBMs M50-P走姿模型的关节角度均位于TB024规定的容差范围内,但部分特征点高度和体质量与TB024参考值存在一定偏差。

图6为TB024提供的HIT范围与TUST IBMs M50-P走姿模型仿真试验值的对比结果。由于TUST IBMs M50-P基于中国50th百分位成年男性人体测量数据开发,身高低于欧洲同百分位人体标准,该差异直接导致模型头部与车辆接触时间提前,进而使部分工况下的HIT略低于TB024提供的参考区间,但在不同试验工况下,模型HIT的变化趋势与TB024参考范围的变化趋势保持一致。

9组仿真试验人-车接触力曲线、特征点位移曲线及相应参考通道的对比结果如附录2所示。在全部试验中,人-车接触力曲线的变化趋势与参考通道高度一致,数值接近通道下边缘,

说明模型在碰撞接触力响应方面较为合理。对于3个特征点的运动轨迹,仿真试验得到的曲线在 x 方向和 z 方向上均展现出与参考通道一致的变化趋势。然而,由于中国人与欧洲人的身高差异,3个特征点在 z 方向上的运动轨迹普遍低于参考通道,这也表明体型因素会对行人碰撞响应产生一定影响。

2.3 不同角度人-车碰撞试验

2.3.1 行人运动学响应分析

图7为不同碰撞角度下行人在200 ms内的运动学响应(各图时间间隔为40 ms)。在4组仿真试验中,行人膝关节先与保险杠接触,随后小腿受到扰流板撞击,下肢脱离地面,接着大腿和上半身依次撞击发动机罩。在侧向碰撞中,上半身绕骨盆向冲击方向弯曲,肩部接触车辆后,头部发生旋转,最终以颞部撞击发动机罩。由于双臂姿态的差异,行人与车辆分离时的姿态及头部撞击位置存在一定变化。在左侧碰撞中,行人发生翻转,分离后姿态类似于背部撞击工况。在正面碰撞中,行人发生前屈,胸腹部先接触车辆,随后面部撞击发动机罩。在背面碰撞中,行人发生后仰,背部先接触车辆,随后枕骨撞击发动机罩。

表 4 TUST IBMs M50-P 走姿模型姿态定义参数

Table 4 Posture definition parameters for the walking model of TUST IBMs M50-P

参数名称/单位	TB024 参考值	TUST IBMs M50-P 走姿模型测量值	符合容差	示意图
P_x :鞋跟 x 方向距离/mm	310($\pm 5\%$)	310	是	
P_y :鞋跟 y 方向距离/mm	185($\pm 15\%$)	159	是	
K :右大腿角/($^\circ$)	89(± 3)	90	是	
L :左大腿角/($^\circ$)	106(± 5)	104	是	
G :右膝关节角/($^\circ$)	164(± 3)	167	是	
H :左膝关节角/($^\circ$)	175(± 5)	179	是	
T_y :右上臂 y 方向角/($^\circ$)	98(± 3)	101	是	
U_y :左上臂 y 方向角/($^\circ$)	70(± 3)	71	是	
T_x :右上臂 x 方向角/($^\circ$)	100(± 10)	102	是	
U_x :左上臂 x 方向角/($^\circ$)	100(± 10)	104	是	
V :右肘关节角/($^\circ$)	140(± 5)	140	是	
W :左肘关节角/($^\circ$)	160(± 10)	158	是	
AC_2 :AC 高度/mm	949($\pm 1.2\%$)	892	否	
HC_2 :HC 与 AC 的 x 方向距离/mm	44(± 15)	42	是	
HC_2 :HC 高度/mm	1 686($\pm 0.8\%$)	1 657	否	
M :体质量/kg	76.7(+10%/-5%)	67.2	否	

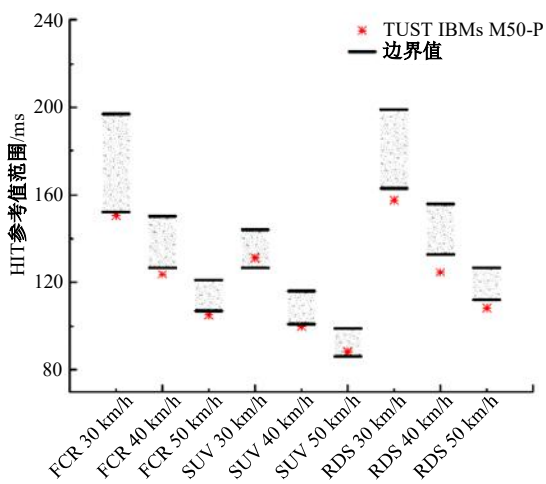


图 6 仿真试验 HIT 值

Fig. 6 HIT value of simulation test

表 5 为 4 组仿真试验中头部损伤指标(Head injury criterion, HIC_{15})、碰撞位置(Wap around distance, WAD)及 HIT 的变化趋势。

2.3.2 行人生物力学响应分析

TUST IBMs M50-P 模型具有真实详细的解剖学结构,可定量评估行人在碰撞事故中脑组织、骨骼、韧带、内脏和其他软组织的损伤情况。本文

重点关注行人的头部和下肢损伤情况。不同碰撞工况下,TUST IBMs M50-P 走姿模型的脑组织应力云图如表 6 所示。结果表明,当汽车从侧面撞击行人时,脑组织应力最大值主要分布于对撞侧的大脑灰质;当汽车从正面或背面撞击行人时,脑组织应力最大值集中于枕叶区域。综合头部运动学特征和生物力学响应参数可见,侧面碰撞导致的头部损伤较轻,背面碰撞造成的头部损伤最为严重。

表 7 统计了不同碰撞角度下行人下肢长骨的骨折时间。结果表明,在 4 组仿真试验中,行人双侧股骨均发生骨折;侧面碰撞会导致行人撞击侧胫骨骨折,正面和背面碰撞未见明显胫骨损伤,但背面碰撞中小腿长骨的损伤较为严重,双侧腓骨均发生骨折。此外,图 8 为膝关节韧带损伤情况表明,正面碰撞对膝关节损伤最为严重,表现为双膝外侧副韧带(Lateral collateral ligament, LCL)、内侧副韧带(Medial collateral ligament, MCL)及后交叉韧带(Posterior cruciate ligament, PCL)均发生断裂,同时右膝的前交叉韧带(Anterior cruciate ligament, ACL)受到损伤。

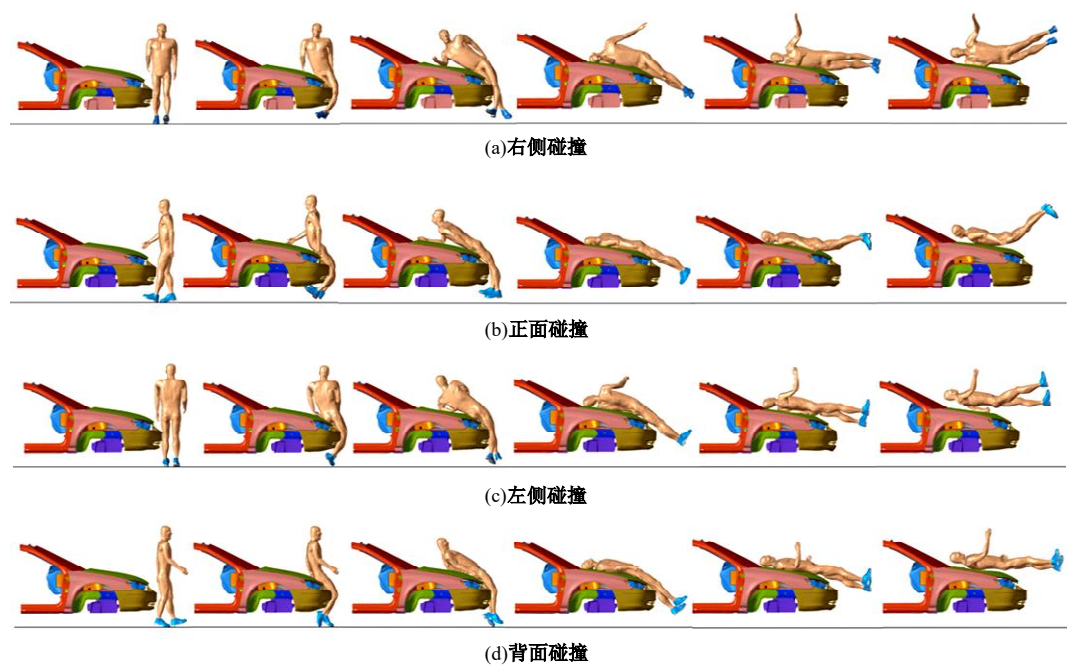


图 7 不同碰撞角度下行人运动学响应

Fig. 7 Pedestrian kinematic response at different collision angles

表 5 不同碰撞角度下头部响应参数

Table 5 Head response parameters at different collision angles			
碰撞角度	HIC ₁₅	WAD/mm	HIT/ms
右侧碰撞	1 530	1 771	111
正面碰撞	2 482	1 769	104
左侧碰撞	991	1 796	112
背面碰撞	6 126	1 799	103

2.4 结果分析

本文基于符合中国 50th百分位男性体征的志愿者医学影像数据,开发了具有详细解剖学结构的 中国体征 50th百分位男性行人损伤仿生模型。

依据相关尸体试验数据,对构建的 TUST IBMs M50-P 站姿模型进行了 10 组不同冲击速度、不同冲击位置的钝性冲击仿真试验,从接触力及生物力学响应等多个维度验证了模型的有效性。由于国内目前缺乏相关的人体生物力学模型认证标准,本文参考 Euro NCAP TB024 技术公告的相关要求,将 TUST IBMs M50-P 站姿模型调整为行走姿态。在保证 TUST IBMs M50-P 关节角度符合标准的前提下,模型头部质心低于参考范围中间值 29 mm,骨盆中心低于参考范围中间值 58 mm。这表明中国人与欧美人在身高及上躯

表 6 头部生物力学参数

Table 6 Head biomechanical parameters

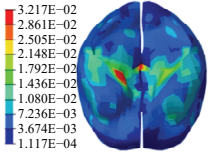
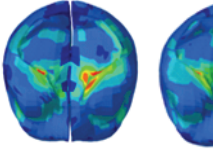
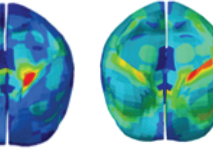
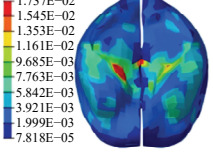
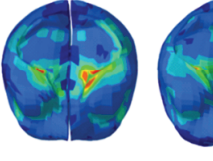
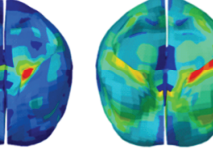
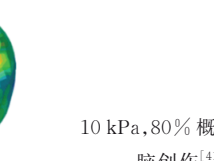
损伤指标	碰撞角度				损伤阈值
	右侧碰撞	正面碰撞	左侧碰撞	背面碰撞	
Von mises 应力 (最大值)/kPa	 27.2 kPa	 27.7 kPa	 24.3 kPa	 32.2 kPa	15 kPa, 脑震荡 ^[40]
剪切应力 (最大值)/kPa	 14.3 kPa	 15.9 kPa	 11.4 kPa	 17.4 kPa	10 kPa, 80% 概率轻度脑创伤 ^[41]

表 7 下肢长骨密质骨应变云图
Table 7 Strain contour plot of cortical bone in lower extremity long bones

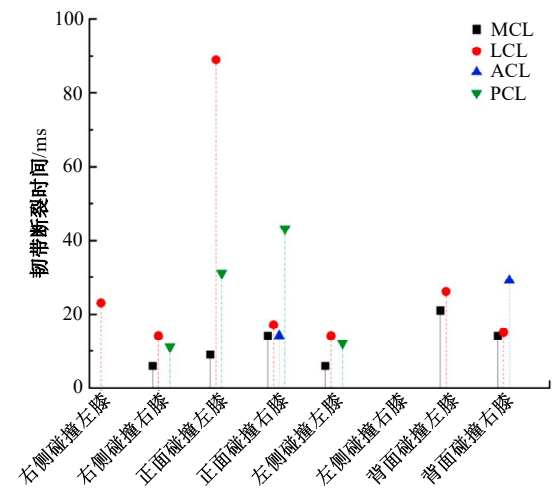
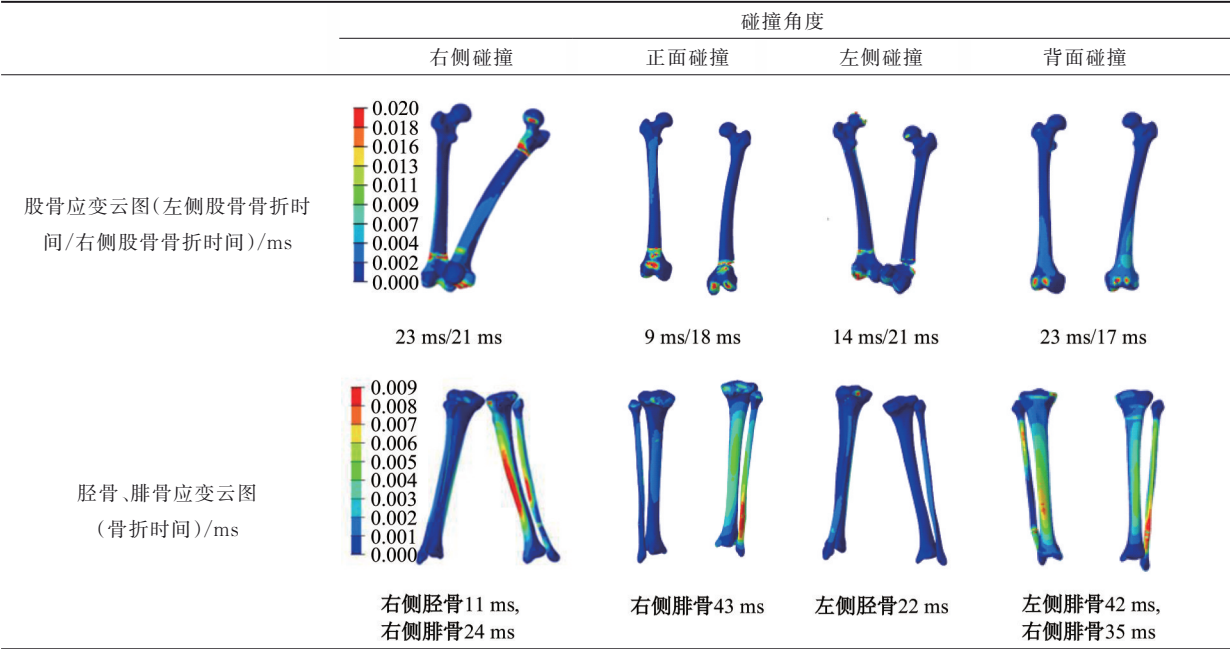


图 8 膝关节韧带断裂时间
Fig. 8 Knee ligament failure time
干-下肢比例方面确实存在一定差异。该结论与前人结果一致^[42],进一步印证了开发符合中国人体征的人体生物力学模型和基于中国体征人体生物力学模型制定相关规范标准的必要性。

按照 TB024 规范,应用 TUST IBMs M50-P 走姿模型开展人-车碰撞仿真试验,如果忽略因身高和体型差异导致的特征点运动轨迹在 z 方向上的偏差及 HIT 值的差异,综合分析人-车接触力曲线、HIT 及特征点变化趋势,可认为 TUST IBMs M50-P 走姿模型较好地满足了 TB024 相关要求。尽管我国目前尚未制定行人人体模型认证法规,但本文提供的数据可为未来行人人体模型

认证标准的建立提供重要参考。此外,本文开发的中国体征 50th 百分位男性行人模型,与本课题组此前开发并通过验证的符合中国体征的 6 岁儿童行人模型^[43]和 5th 百分位女性行人模型^[44]共同构成了图斯特行人系列损伤仿生模型(见图 9),该系列模型覆盖不同体征人群。现行 TB024(第 4 版)恰好针对上述 3 种体征的行人模型提供了仿真试验值的参考范围,这进一步体现了这 3 种体征模型的代表性和重要性。

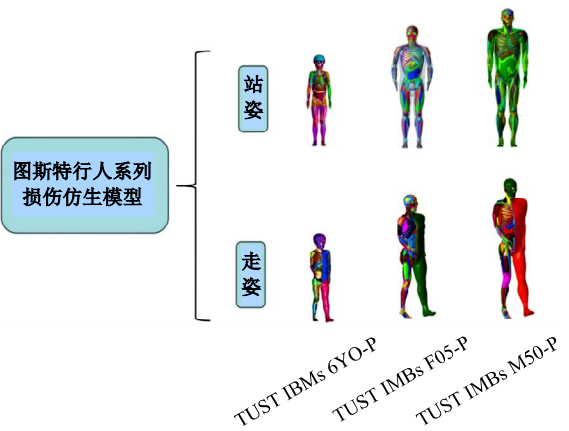


图 9 图斯特行人系列损伤仿生模型
Fig. 9 TUST pedestrian series injury bionic model

在 4 组不同碰撞角度的人-车碰撞仿真试验中,当汽车从行人背面撞击时,行人头部的 HIC₁₅ 值最大,结合脑组织应力分布,可认定背面碰撞中行人头部损伤最为严重。这一现象主要受行人头

部落点的影响,当行人从背面被撞时,其脆弱的后脑先接触车辆,从而导致头部损伤最为严重。在下肢损伤方面,综合长骨骨折及膝关节韧带断裂情况可知,正面碰撞中行人下肢损伤最为严重。这一结果表明,在人-车碰撞过程中,行人的运动学及生物力学响应较为复杂,仅凭模拟人体局部组织的冲击器以单一角度进行物理测试,难以真实评估车辆对行人的碰撞保护能力。因此,在汽车前端结构的设计和测评过程中,应充分考虑真实事故中人-车碰撞角度对行人损伤的影响,以提升行人保护水平。此外,本文还发现,当汽车从背面撞击50th百分位男性行人时WAD值最高,正面撞击时WAD值最低,两者相差30 mm。同时,在侧面碰撞工况下,行人头部接触时间通常比正面和背面碰撞滞后约10 ms。上述数据可为优化汽车前端结构设计、提高行人保护性能提供参考。

3 结 论

(1)本文开发的图斯特50th百分位男性行人损伤仿生模型符合中国人体征,且包含详细真实的解剖学结构,通过尸体试验验证,证明其在运动学和生物力学响应方面表现良好。对标Euro NCAP TB024,模型在HIT值、特征点运动轨迹、人-车接触力等方面均较好地满足标准要求,可适用于行人碰撞损伤机理研究及车辆智能安全设计和评价。

(2)碰撞角度对行人损伤具有显著影响。侧面碰撞的头部接触时间比正面和背面碰撞滞后约10 ms,整体损伤较轻;正面碰撞中下肢损伤最严重,背面碰撞导致的头部损伤最为严重。该结果表明,在车辆前端结构优化和行人保护系统设计中,应充分考虑碰撞角度的影响,以提升行人安全性能。

(3)本文基于4种典型人-车碰撞角度,讨论了碰撞角度对行人损伤的影响规律,未来仍需进一步拓展研究工况以增强研究结果的普适性。

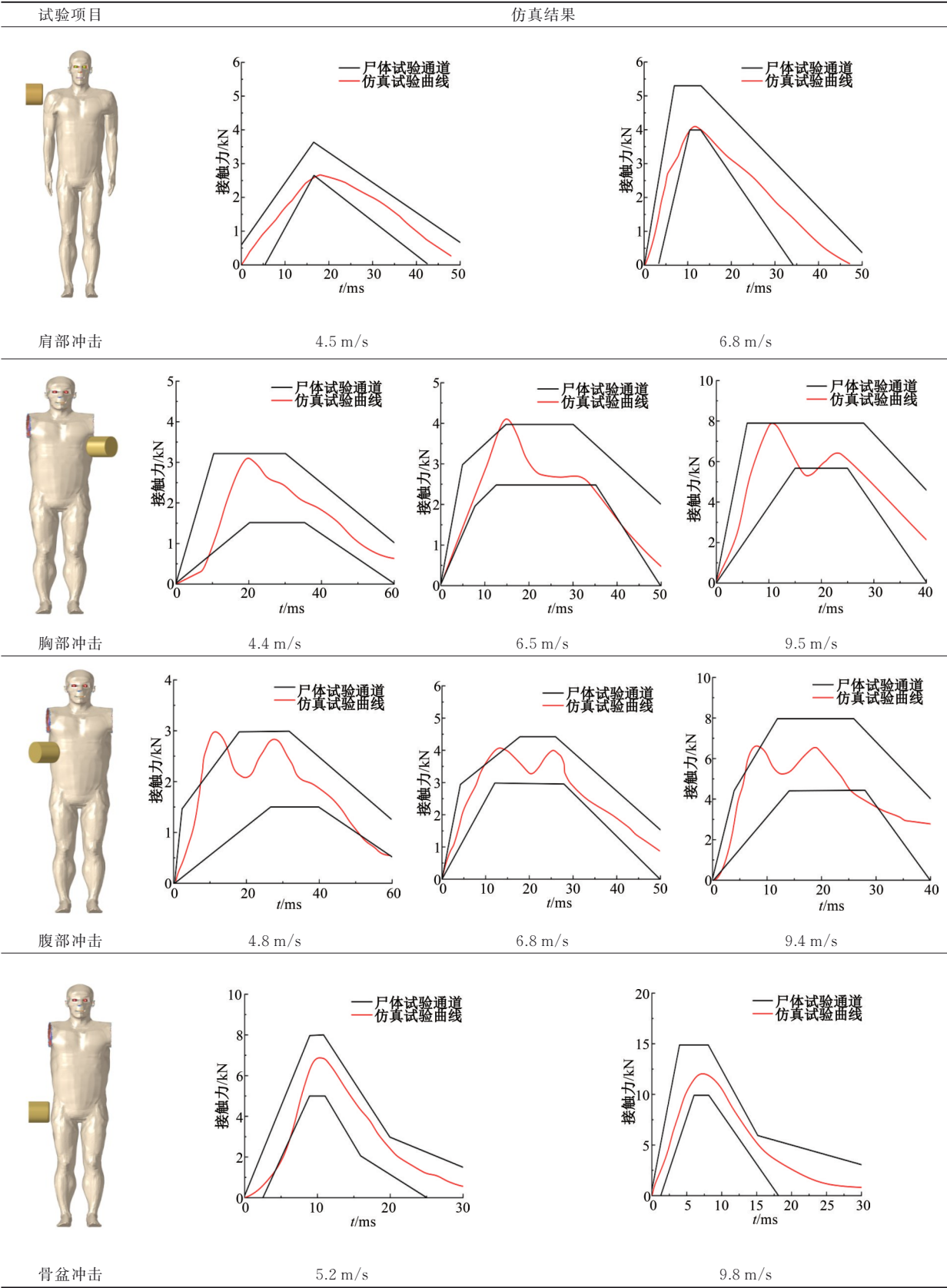
参考文献:

- [1] World Health Organization. Global Status Report on Road Safety 2023[M]. Geneva: World Health Organization Press, 2023.
- [2] 李海岩,杨振,贺丽娟,等. 全球NCAP行人保护测评的对比研究及展望[J]. 汽车工程, 2021, 43(5): 730-738.
- [3] Li Hai-yan, Yang Zhen, He Li-juan, et al. Comparative study and prospect of pedestrian protection assessment in global NCAP[J]. Automotive Engineering, 2021, 43(5): 730-738.
- [4] 胡林,谷子逸,王丹琦,等. 汽车安全性测评规程现状及趋势展望[J]. 汽车工程, 2024, 46(2): 187-200, 240.
- [5] 胡林,谷子逸,王丹琦,等. 汽车安全性测评规程现状及趋势展望[J]. 汽车工程, 2024, 46(2): 187-200, 240.
- [6] 韩勇,杨济匡,李凡,等. 汽车-行人碰撞中人体下肢骨折的有限元分析[J]. 吉林大学学报: 工学版, 2011, 41(1): 6-11.
- [7] Han Yong, Yang Ji-kuang, Li Fan, et al. Finite element analysis of lower extremity fractures in vehicle-pedestrian collision[J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2011, 41(1): 6-11.
- [8] Chen J Q, Cheng R J, Lan F C, et al. Analysis of lower limb injury mechanism of an average Chinese pedestrian lower limb FE model in lateral impact[J]. International Journal of Vehicle Safety, 2020, 11(4): 330-344.
- [9] 龙永程,郝海舟,李凡,等. 行人安全测试现行腿型冲击器的生物逼真度[J]. 汽车安全与节能学报, 2021, 12(4): 475-482.
- [10] Long Yong-cheng, Hao Hai-zhou, Li Fan, et al. Biofidelity of current legform impactor in pedestrian safety test[J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2021, 12(4): 475-482.
- [11] 李海岩,黄盛一,李琨,等. 行人-车辆碰撞中六岁儿童下肢损伤分析及预测[J]. 汽车工程, 2023, 45(6): 1050-1061.
- [12] Li Hai-yan, Huang Sheng-yi, Li Kun, et al. Prediction and analysis of lower extremity injuries of six-year-old child pedestrian in car-pedestrian collision[J]. Automotive Engineering, 2023, 45(6): 1050-1061.
- [13] Chen Z W, Huang X, Zou D H, et al. Predicting pedestrian lower limb fractures in real world vehicle crashes using a detailed human body leg model[J]. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2021, 23(4): 33-41.

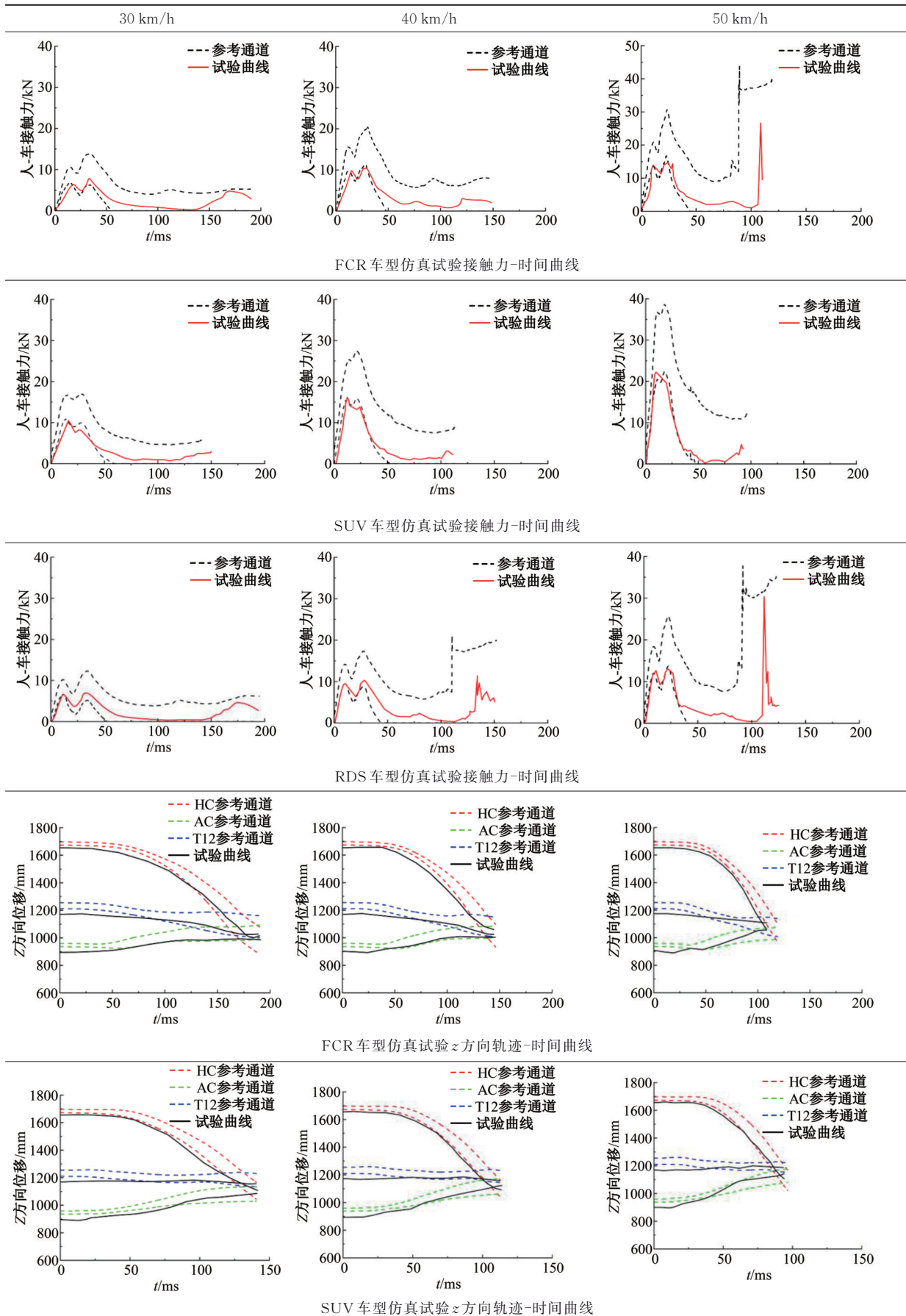
- [10] 李雄, 兰凤崇, 陈吉清, 等. Hybrid III 假人模型与 CHUBM 人体生物力学模型的正碰损伤对比[J]. 吉林大学学报: 工学版, 2022, 52(6): 1264-1272.
Li Xiong, Lan Feng-chong, Chen Ji-qing, et al. Comparison of injuries in front impact between Hybrid III dummy model and CHUBM human biomechanical model[J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2022, 52(6): 1264-1272.
- [11] Chen H P, Poulard D, Forman J, et al. Evaluation of geometrically personalized THUMS pedestrian model response against sedan-pedestrian PMHS impact test data[J]. Traffic Injury Prevention, 2018, 19(5): 542-548.
- [12] Pak W, Meng Y Z, Schap J, et al. Development and validation of a finite element model of a small female pedestrian[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2020, 23(16): 1336-1346.
- [13] John J, Klug C, Kranjec M, et al. Hello, world! VI-VA+: A human body model lineup to evaluate sex-differences in crash protection[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2022, 10: No. 918904.
- [14] Lindgren N, Yuan Q, Pipkorn B, et al. Development of personalizable female and male pedestrian SAFER human body models[J]. Traffic Injury Prevention, 2024, 25(2): 182-193.
- [15] GB/T 10000—2023. 中国成年人人体尺寸[S].
- [16] 曹伟帆. 头部参数化模型开发及颅脑损伤预测[D]. 天津: 天津科技大学机械工程学院, 2024.
Cao Yi-fan. Development of head parametric model and prediction of cranial brain injury[D]. Tianjin: College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, 2024.
- [17] 王福洋. 颈部主被动肌肉对碰撞损伤影响的研究[D]. 天津: 天津科技大学机械工程学院, 2024.
Wang Fu-yang. A study on the effect of neck active and passive muscles on collision injuries[D]. Tianjin: College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, 2024.
- [18] 慕鹏飞. 中国体征第五十百分位男性乘员损伤仿生模型开发及应用研究[D]. 天津: 天津科技大学机械工程学院, 2024.
Mu Peng-fei. Development and application of an injury bionic model with Chinese anthropometry of the 50th percentile male occupant[D]. Tianjin: College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, 2024.
- [19] 张城铭. 中国体征第五十百分位男性行人损伤仿生模型开发及应用研究[D]. 天津: 天津科技大学机械工程学院, 2024.
Zhang Cheng-ming. Development and application of an injury bionic model of the 50th percentile Chinese male pedestrian[D]. Tianjin: College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, 2024.
- [20] Nahum A, Smith R, Ward C. Intracranial pressure dynamics during head impact[C]//Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference, New York, NY, USA, 1977: 339-366.
- [21] Yoganandan N, Pintar F A, Sances Jr A, et al. Biomechanics of skull fracture[J]. Journal of Neurotrauma, 1995, 12(4): 659-668.
- [22] Trosseille X, Tarriere C, Lavaste F, et al. Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol[C]//Proceeding of 36th Stapp Car Crash Conference, Seattle, WA, USA, 1992: 235-253.
- [23] Hardy W N, Foster C D, Mason M J, et al. Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray[J]. Stapp Car Crash Journal, 2001, 45: 337-368.
- [24] Ewing C L, Thomas D J, Lustik L, et al. Dynamic response of the human head and neck to + Gy impact acceleration[C]//Proceedings of 21st Stapp Car Crash Conference, New York, NY, USA, 1977: No. 770928.
- [25] Davidsson J, Deutscher C, Hell W, et al. Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions[J]. Crash Prevention and Injury Control, 2001, 2(4): 319-333.
- [26] Arbogast K B, Balasubramanian S, Seacrist T, et al. Comparison of kinematic responses of the head and spine for children and adults in low-speed frontal sled tests[J]. Stapp Car Crash Journal, 2009(53): 329-372.
- [27] Nightingale R W, McElhaney J H, Richardson W J, et al. Dynamic responses of the head and cervical spine to axial impact loading[J]. Journal of Biomechanics, 1996, 29(3): 307-318.
- [28] Kroell C K, Schneider D C, Nahum A M, et al. Impact tolerance and response of the human thorax II[J]. Stapp Car Crash Journal, 1974, 18: 383-457.
- [29] Shaw J M, Herriott R G, McFadden J D, et al.

- Oblique and lateral impact response of the PMHS thorax[J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2006, 50: 147-167.
- [30] Cavanaugh J M, Nyquist G W, Goldberg S J, et al. Lower abdominal tolerance and response[C]//Proceedings of 30th Stapp Car Crash Conference, San Diego, CA, USA, 1986: 41-63.
- [31] Yamada H. *Strength of Biological Materials*[M]. Baltimore: The Williams & Wilkins Company, 1970.
- [32] Kerrigan J R, Drinkwater D C, Kam C Y, et al. Tolerance of the human leg and thigh in dynamic latero-medial bending[J]. *International Journal of Crashworthiness*, 2004, 9(6): 607-623.
- [33] Kajzer J, Schroeder G, Ishikawa H, et al. Shearing and bending effects at the knee joint at highspeed lateral loading[C]//Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference, Lake Buena Vista, FL, USA, 1997: 151-165.
- [34] 李海岩, 慕鹏飞, 王彦鑫, 等. 面向汽车安全的中国体征50th百分位男性乘员生物力学模型开发及验证[J]. *汽车工程*, 2024, 46(10): 1904-1919.
- Li Hai-yan, Mu Peng-fei, Wang Yan-xin, et al. Development and validation of a biomechanical model with anthropometry of 50th percentile Chinese male occupant for automobile safety[J]. *Automotive Engineering*, 2024, 46(10): 1904-1919.
- [35] Marth D R. *Biomechanics of the shoulder in lateral impact* [D]. Detroit: Wayne State University, 2002.
- [36] Koh S W, Cavanaugh J M, Mason M J, et al. Shoulder injury and response due to lateral glenohumeral joint impact: an analysis of combined data[J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2005, 49: 291-322.
- [37] Viano D C, Lau I V, Asbury C, et al. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact[J]. *Accident Analysis & Prevention*, 1989, 21(6): 553-574.
- [38] Euro NCAP. Technical bulletin of pedestrian human model certification[EB/OL]. [2024-06-20]. <https://cdn.euroncap.com/media/77683/tb-024-pedestrian-human-model-certification.pdf>
- [39] 李海岩, 李琨, 黄永强, 等. 轿车与6岁儿童行人不同方位碰撞中下肢损伤分析[J]. *汽车工程*, 2021, 43(2): 262-268.
- Li Hai-yan, Li Kun, Huang Yong-qiang, et al. Analysis of lower extremity injury of six-year-old child pedestrian in different orientation collisions with car[J]. *Automotive Engineering*, 2021, 43(2): 262-268.
- [40] 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 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Isle of Man, UK, 2001: 353-355.
- [41] Zhang L, Yang K H, King A I. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2004, 126(2): 226-236.
- [42] 尹彦, 杨洁, 马春生, 等. 东西方人体测量学尺寸差异分析[J]. *标准科学*, 2015(7): 10-14.
- Yin Yan, Yang Jie, Ma Chun-sheng, et al. Analysis on difference in anthropometry dimensions between east and west human bodies[J]. *Standard Science*, 2015(7): 10-14.
- [43] Li H Y, Li K, Huang Y Q, et al. Validation of a finite element model with six-year-old child anatomical characteristics as specified in Euro NCAP pedestrian human model certification (TB024) [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2021, 24(1): 76-90.
- [44] 李海岩, 赵洪乾, 贺丽娟, 等. 轿车与中国小身材女性行人不同角度碰撞中头部及下肢损伤分析[C]//第十七届国际汽车交通安全学术会议(INFATS2023)论文集. 北京: 中国学术期刊光盘版电子杂志社, 2023: 25-33.

附录 1 TUST IBMs M50-P 站姿模型验证曲线



附录 2 TUST IBMs M50-P 坐姿模型 TB024 对标曲线



续表

