

文章编号: 1004-7220(2022)06-1056-08

# 国人第5百分位女性行人下肢生物力学计算模型开发及应用

阮世捷<sup>1</sup>, 梁亚妮<sup>1</sup>, 李海岩<sup>1</sup>, 冉令华<sup>2</sup>, 崔世海<sup>1</sup>, 贺丽娟<sup>1</sup>, 吕文乐<sup>1</sup>

(1. 天津科技大学 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222; 2. 中国标准化研究院, 北京 100191)

**摘要:**目的 预测与评估行人-汽车碰撞中小身材女性行人下肢的生物力学响应及损伤机制。方法 基于符合国人第5百分位女性特征的志愿者CT影像数据, 重构具有详细解剖学结构的下肢几何模型, 进行表面处理和网格化后, 构建下肢有限元计算模型。重构动态三点弯曲尸体试验以及高速载荷下膝关节横向弯曲和剪切尸体试验, 对模型进行有效性验证。应用该模型参照Euro NCAP技术公告TB024设置4组行人下肢-汽车碰撞仿真试验, 探究第5百分位女性行人下肢损伤机制。结果 通过对比仿真试验与尸体试验结果, 验证该模型具有较高的生物仿真度。在4种不同车型仿真试验结果中, SUV车型对下肢损伤最轻。小身材女性下肢股骨最易发生骨折, 长骨最先骨折, 使得膝关节韧带未见损伤。结论 本文所建下肢有限元模型作为国人第5百分位行人模型开发的一个重要组成部分, 为模型研发奠定基础。研究结果对小身材女性行人损伤机制研究和行人保护装置研发有重要的应用价值。

**关键词:** 国人第5百分位女性; 下肢; 有限元模型; 损伤机制

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2022.06.013

## Development and Application for Biomechanical Computational Model of Lower Extremity of 5<sup>th</sup> Percentile Chinese Female Pedestrian

RUAN Shijie<sup>1</sup>, LIANG Yani<sup>1</sup>, LI Haiyan<sup>1</sup>, RAN Linghua<sup>2</sup>, CUI Shihai<sup>1</sup>, HE Lijuan<sup>1</sup>, LÜ Wenle<sup>1</sup>

(1. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. China National Institute of Standardization, Beijing 100191, China)

**Abstract:** **Objective** To predict and evaluate biomechanical responses and injury mechanism of lower extremity for a small-sized female pedestrian in pedestrian-car collision. **Methods** The lower extremity geometric model with detailed anatomical structure was reconstructed based on CT images from the 5<sup>th</sup> percentile Chinese female volunteer. The finite element computational model was developed by optimizing the curved surface and meshing. The finite element model of pedestrian lower extremity was validated by reconstructing several cadaver tests, including dynamic three-point bending corpse experiments, and knee joint lateral bending and shearing cadaver experiments at high speed. Four simulation tests of pedestrian lower extremity-car collision as specified Euro NCAP TB024 were set up to investigate injury mechanisms of lower extremity of 5<sup>th</sup> percentile female pedestrian. **Results** The biomechanical computational model was validated to have high biofidelity by comparing the simulation test results with the cadaver test results. The lower extremity suffered the least injury in pedestrian-SUV collision. The femurs quickly fractured in simulations on four types of vehicle, so that no injury was found in knee ligaments. **Conclusions** This lower extremity finite element model is an important part of basic work for

收稿日期: 2021-10-14; 修回日期: 2022-01-15

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(81371360, 81471274)

通信作者: 李海岩, 教授, E-mail: lihaiyan@tust.edu.cn

developing the 5<sup>th</sup> percentile Chinese female whole body computational model, which lays the foundation for model development. This study has important application values for studying injury mechanisms of female lower extremity and developing pedestrian protection devices.

**Key words:** fifth percentile Chinese female; lower extremity; finite element model; injury mechanism

根据世界卫生组织的统计,全球每年约有135万人因道路交通事故而死亡,其中行人死亡平均占比23%<sup>[1-2]</sup>。在行人-汽车碰撞事故中,超过80%事故发生在行人过马路时,66%~82%行人被乘用车撞伤,60%~77%行人被车的前端撞伤,超过60%行人事故发生在40 km/h以下的车速<sup>[3]</sup>。全世界几个主要事故数据库显示,在所有的AIS2<sup>+</sup>损伤中,下肢占比最高(32.6%),且下肢是仅次于头部的最易受损伤部位<sup>[4]</sup>。中国女性人群每年因交通事故死亡约6万人,同类事故中女性的死亡风险较男性高,且小身材女性受到严重伤害的概率更高<sup>[5]</sup>。因此,有必要对国人第5百分位女性下肢损伤机制进行深入研究,找出影响行人下肢损伤的关键因素,从而建立相应的对策,减少行人下肢损伤。

近年来,人体有限元计算模型已在行人-车辆碰撞研究中得到应用,相关的模型也在国外高校以及汽车公司等机构得到开发和应用,如丰田汽车公司与丰田中央研究所开发的全人体安全模型(total human model for safety, THUMS)以及全球人体模型联盟(global human body model consortium, GHMBC)开发的男性和女性成人及儿童系列整人有限元模型。在国内,此类研究主要集中在高校,如天津科技大学现代汽车安全技术国际联合研究中心基于国人体征开发了3岁及6岁儿童有限元模型<sup>[6-7]</sup>,华南理工大学开发了国人50百分位男性有限元模型<sup>[8]</sup>,湖南大学建立国人体征的50百分位男性有限元模型<sup>[9]</sup>。而对于国人第5百分位女性有限元模型的研究,国内仅有清华大学杨洁等<sup>[10]</sup>通过对THUMSD-F05<sup>[11]</sup>模型进行缩放,得到中国第5百分位女性有限元模型。由于THUMSD-F05模型下肢的肌肉为等效肌肉,没有进行细分,并未涉及真实的肌肉结构,故国人体征第5百分位女性有限元模型还处于相对空白的阶段。因此,开发符合中国人体尺寸的第5百分位女性有限元模型进行小身材女性行人损伤研究十分必要。

本文作为开发国人体征第5百分位女性生物力

学计算模型的重要组成部分,依据国人第5百分位女性志愿者CT图像,构建具有详细解剖学结构特征的下肢有限元模型,并重构尸体试验,验证模型有效性。同时应用Euro NCAP提供的4种常见乘用车前端结构有限元模型与下肢进行碰撞损伤研究,为汽车前端结构开发及下肢损伤防护提供基础数据。

## 1 计算模型开发

### 1.1 几何模型构建

依据中国标准化研究院的最新测量统计数据,选取符合第5百分位特征的国人女性志愿者,该志愿者身高152 cm,坐高83 cm,利用CT扫描仪以1.25 mm层厚对人体横断面进行扫描,获取CT影像数据。利用医学影像软件Mimics 20.0通过阈值分割初步提取下肢几何模型,保存为STL格式[见图1(a)];之后导入逆向工程软件Geomagic 12.0进行表面优化处理、曲面片划分,拟合生成NURBS曲面并转换为IGES格式[见图1(b)]。

### 1.2 有限元模型构建

综合运用有限元划分软件Truegrid及HyperMesh 14.0进行网格划分。首先,在Truegrid软件中通过构建基准块映射几何模型,从而完成形状不规则的长骨和肌肉的网格划分。在HyperMesh中通过构建韧带,将肌肉末端按照解剖学结构与骨骼进行共节点连接。依据皮肤和脂肪的几何特征,构建2D网格皮肤单元和六面体单元脂肪组织,并将志愿者处于自由伸展状态下的脚调整为站立姿态[见图1(c)]。最终得到具有真实解剖学结构的高生物仿真度国人第5百分位女性行人下肢有限元模型[见图1(d)]。各组织结构采用单元类型如表1所示,检查单元雅克比系数均大于0.3,翘曲度小于60°,扭曲度小于80°,长宽比小于10,模型具有较高的网格质量。依据相关文献[12-14],在Pam Crash软件中为模型各组织赋予材料属性(见表1)。该5百分位女性行人下肢有限元模型总质量为18.8 kg,由63 514个节点、43 791个实体单元以及21 922个壳单元组成。

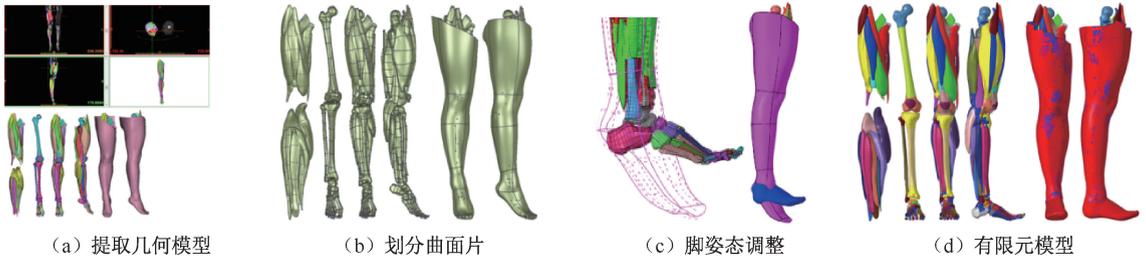


图 1 第 5 百分位女性行人下肢有限元模型开发流程

Fig. 1 Developing process for finite element model of the 5<sup>th</sup> percentile female pedestrian lower extremity

(a) Extracting geometric model, (b) Slicing curved surface, (c) Adjusting foot posture, (d) Finite element model

表 1 第 5 百分位女性下肢有限元模型材料参数赋值

Tab. 1 The material parameters of 5<sup>th</sup> percentile female lower extremity

组织	单元类型	材料类型	密度/ ( $\text{mg}\cdot\text{mm}^{-3}$ )	弹性模量/ MPa	泊松比	屈服应力/ MPa	极限应变	体积模量/ MPa	短效剪切模量/ MPa	长效剪切模量/ MPa	衰减系数
股骨体密质骨	四边形壳单元	弹塑性	1.80	14 830	0.300	115.00	0.011	—	—	—	—
股骨头密质骨	四边形壳单元	弹塑性	1.95	17 900	0.315	66.80	0.020	—	—	—	—
股骨髁密质骨	四边形壳单元	弹塑性	1.95	17 600	0.315	66.80	0.020	—	—	—	—
股骨体松质骨	六面体单元	弹塑性	1.50	6 000	0.300	85.00	0.015	—	—	—	—
股骨近心端松质骨	六面体单元	弹塑性	1.10	900	0.300	9.30	0.134	—	—	—	—
股骨远心端松质骨	六面体单元	弹塑性	1.10	298	0.300	5.59	0.134	—	—	—	—
胫骨体密质骨	四边形壳单元	弹塑性	2.00	20 000	0.300	123.00	0.008	—	—	—	—
腓骨体密质骨	四边形壳单元	弹塑性	2.00	12 000	0.300	100.00	0.009	—	—	—	—
胫/腓骨髁密质骨	四边形壳单元	弹塑性	1.95	17 600	0.315	66.80	0.020	—	—	—	—
胫骨体松质骨	六面体单元	弹塑性	2.00	13 000	0.300	123.00	0.024	—	—	—	—
腓骨体松质骨	六面体单元	弹塑性	1.50	4 000	0.300	81.00	0.010	—	—	—	—
胫/腓骨髁松质骨	六面体单元	弹塑性	1.95	20 300	0.315	96.40	0.013	—	—	—	—
髌骨密质骨	四边形壳单元	弹塑性	1.50	12 000	0.300	100.00	0.020	—	—	—	—
髌骨松质骨	六面体单元	弹塑性	1.50	250	0.300	10.00	0.140	—	—	—	—
MCL/LCL/PCL/ACL	四边形壳单元	弹塑性	1.10	345	0.490	29.80	0.150	—	—	—	—
踝关节韧带及其他韧带	四边形壳单元	弹塑性	1.10	345	0.220	29.80	0.150	—	—	—	—
半月板	六面体单元	弹性	1.50	250	0.300	—	—	—	—	—	—
皮肤	四边形壳单元	弹性	1.10	1	0.300	—	—	—	—	—	—
肌肉	六面体单元	黏弹性	1.10	—	—	—	—	1.33	0.140	0.040	100
脂肪	六面体单元	黏弹性	1.10	—	—	—	—	0.25	0.115	0.086	100

注:内侧副韧带 (medial collateral ligament, MCL)、外侧副韧带 (lateral collateral ligament, LCL)、后交叉韧带 (posterior cruciate ligament, PCL)、前交叉韧带 (anterior cruciate ligament, ACL)。

## 2 下肢计算模型验证

### 2.1 动态三点弯曲试验

**2.1.1 试验设置** 重构 Kerrigan 等<sup>[15]</sup>大、小腿动态三点弯曲尸体试验 [见图 2(a)],在 Pam Crash 软件中将长骨模型塞入方形金属盒内,使用绑定 (tied) 将其与聚氨酯泡沫相连接。聚氨酯泡沫的密度为  $1.6 \text{ mm}^3$ ,体积模量、短效剪切模量、长效剪

切模量分别为 19、115、86 MPa,衰减系数为 100。方形金属盒、冲击器、弧形金属托辊和支撑台定义为刚体,将两个支撑台完全约束,冲击器约束为只在垂直方向移动。设置弧形托辊和支撑台之间摩擦因数为 0.01,冲击器和小腿之间摩擦因数为 0.3,大小腿为自接触。冲击器设置成直径为 12 mm 半圆柱体以 1.5 m/s 速度在侧-中方向分别对大小腿中部进行加载 [见图 2(b)、(c)]。

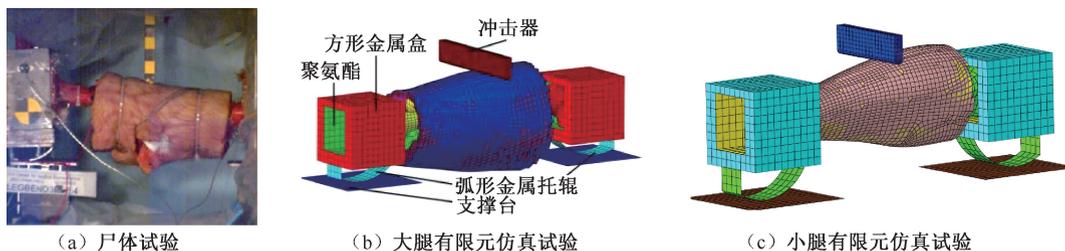
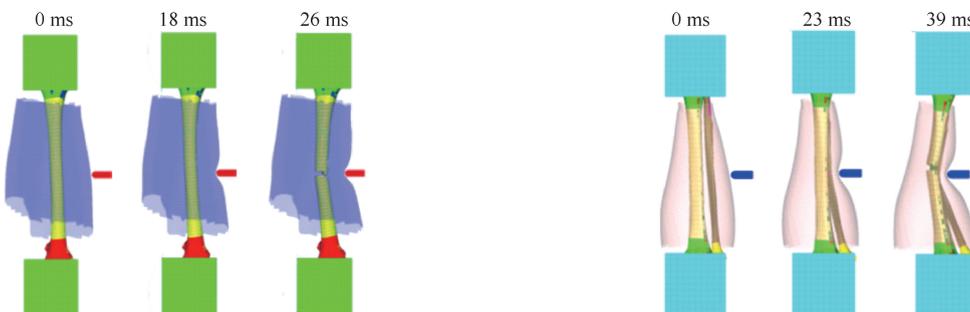


图 2 动态三点弯曲试验

Fig. 2 Dynamic three-point bending tests (a) Cadaver experiment, (b) Simulation of thigh finite element model, (c) Simulation of leg finite element model

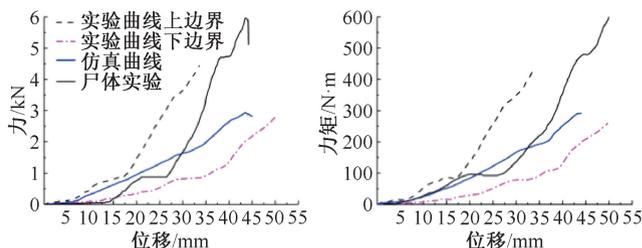
**2.1.2 仿真试验结果分析** 如图 3 所示, 股骨、胫骨和腓骨发生骨折时间分别为 26、39、23 ms; 尸体试验中股骨、胫骨失效时间区间分别为 24.4~37.4、23.1~46 ms。股骨和胫骨发生骨折时冲击器位移分别为 45、41 mm, 尸体试验中股骨和胫骨失效位移区间分别为 37.2~58.2、34.1~51.3 mm, 仿真试验数据均在尸体试验区间内。仿真试验中, 股骨骨折时接触力为 2.92 kN, 弯矩为 290.65 N·m; 胫骨骨

折时接触力为 2.95 kN, 弯矩为 225 N·m, 该结果相比较尸体试验数值偏低, 推测与尸体试验采用男性下肢有关。Mather 等<sup>[16]</sup>研究认为, 女性股骨和胫骨的弯曲容忍度普遍低于男性, 并指出这些差异完全是由于女性的小尺寸而非骨骼组织的材料强度所致。本文有限元模型股骨长度与尸体试验样本相差 96 mm, 胫骨相差 113 mm, 故可以解释接触力与力矩小于尸体试验数据。因此, 本文模型的有效性得到验证。



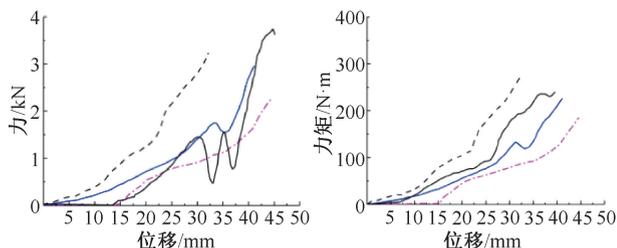
(a) 大腿仿真动力学响应

(b) 小腿仿真动力学响应



(c) 大腿与冲击器接触力-位移曲线

(d) 大腿力矩-位移曲线



(e) 小腿与冲击器接触力-位移曲线

(f) 小腿力矩-位移曲线

图 3 动态三点弯曲仿真试验结果

Fig. 3 Results of dynamic three-point bending simulation tests (a) Dynamic responses of thigh simulation, (b) Dynamic responses of leg simulation, (c) Curve of contact force-displacement of thigh and impactor, (d) Curve of moment-displacement of thigh, (e) Curve of contact force-displacement of leg and impactor, (f) Curve of moment-displacement of leg

## 2.2 膝关节横向弯曲和剪切试验

**2.2.1 试验设置** Kajer 等<sup>[17]</sup>采用膝关节保持完整的死后人类受试者 (post mortem human surrogates,

PMHS) 进行纯粹的膝关节弯曲和剪切试验 [见图 4 (a)], 验证下肢有限元模型的有效性。本文参照 Kajer 等<sup>[17]</sup> 试验设置有限元仿真 [见图 4(b)], 忽略

髌关节部分,限制有限元模型中股骨大转子和股骨远心端在冲击方向的位移,设置地面与下肢为面-面接触,剪切试验中摩擦因数为 0.3,弯曲试验中为减轻地面影响摩擦因数为 0.001,冲击器与下肢为面-面接

触,摩擦因数为 0.3,下肢为自接触。在股骨近心端加载 400 N 力模拟上半身的质量,设置 6.25 kg 刚体冲击器,冲击器前端为聚氨酯泡沫材料,分别以 40 km/h 速度撞击膝关节下部和踝关节部位。

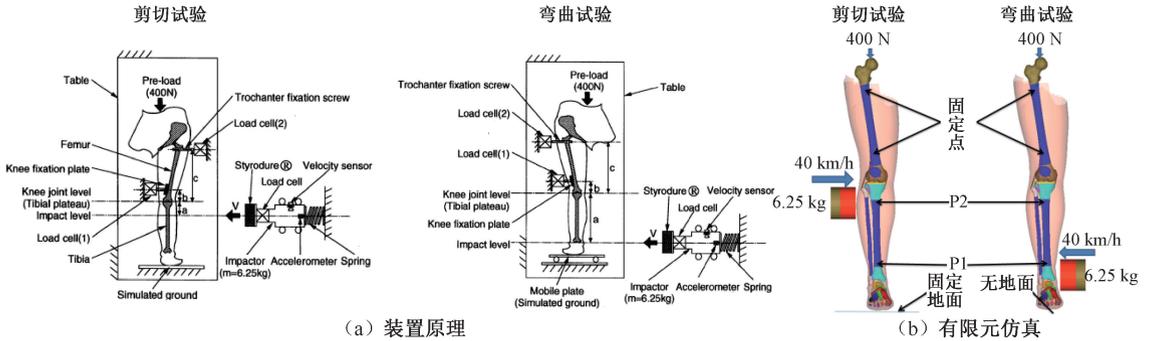


图 4 膝关节弯曲和剪切试验

Fig. 4 Bending and shearing tests on knee joint (a) Principle of the device, (b) Simulation of finite element model

2.2.2 仿真试验结果分析 图 5 所示为膝关节横向弯曲和剪切仿真试验结果。弯曲仿真试验中股骨在 10 ms 时刻出现横向骨折, Kajer 等<sup>[17]</sup>进行的尸体试验 2B 股骨在 22.3 ms 发生骨折,尸体试验 14B 在 8.5 ms 股骨发生骨折,仿真试验股骨骨折时间在尸体试验骨折区间内,且骨折形式相同。剪切仿真试验中在 6 ms 时刻发生股骨横向骨折,尸体试

验 4S 中股骨骨折发生在 6.6 ms 时刻,仿真试验与尸体试验骨折时间接近,且均未出现韧带撕裂。仿真试验中,在 10 ms 时胫骨骨折,这也是未见韧带损伤的原因。仿真试验中冲击器与下肢撞击力曲线、膝关节弯曲角度以及膝关节处剪切位移随时间变化曲线,均在尸体试验曲线通道内,验证了模型的有效性。

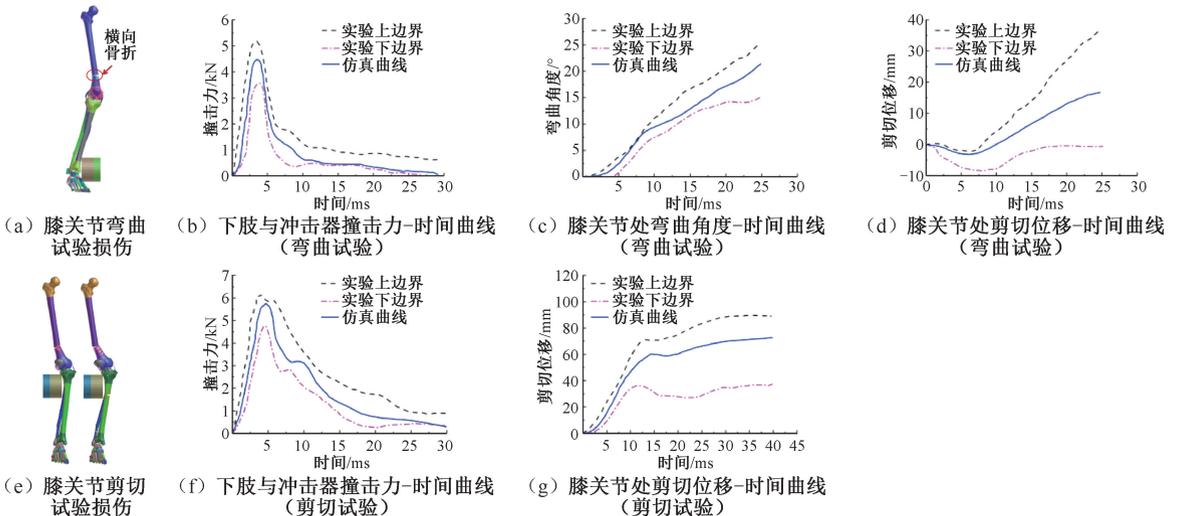


图 5 膝关节弯曲和剪切试验运动学响应

Fig. 5 Kinematic responses of bending and shearing tests on knee joint (a) Injury of knee joint bending test, (b) Curve of contact force-time of lower extremity and impactor (bending test), (c) Curve of bending angle-time of knee joint (bending test), (d) Curve of shear displacement-time of knee joint (bending test), (e) Injury of knee joint shearing test, (f) Curve of contact force-time of lower extremity and impactor (shearing test), (g) Curve of shear displacement-time of knee joint (shearing test)

### 3 下肢模型应用研究

#### 3.1 试验设置

Euro NCAP 技术公告 TB024 中提供的 4 种汽车前端部结构有限元模型<sup>[18]</sup>用于行人-汽车碰撞仿真研究,分别代表家庭轿车 (family car, FCR)、多用途汽车 (multi-purpose vehicle, MPV)、跑车 (roadster, RDS) 和运动型多用途汽车 (sport utility vehicle, SUV), 4 种车型的前端部结构参数如表 2 所示。在 Pam Crash 软件中建立行人下肢-汽车碰撞仿真试验。下肢模型通过选择对称中心将单侧腿部模型进行对称,同时添加骨盆使用绑定将其与下肢连接,同时在骨盆上加载 400 N 模拟上半身质量。4 种车型汽车分别以 40 km/h 速度对下肢模型进行碰撞,下肢模型的重心在车的纵向中心线上且右侧被定义为撞击侧。设置车辆与行人下肢模型外表面的摩擦因数为 0.3,脚与地面的摩擦因数为 0.5。整个仿真过程均在重力场下进行,仿真试验运行结束时间设置为 100 ms,初始时间步长设置为  $10^{-7}$  s,输出时间间隔设置为 0.1 ms。

表 2 汽车前端部结构参数

Tab. 2 Parameters of vehicle frontal end

车型	扰流板离地	保险杠前缘	机盖前缘	汽车
	间隙/mm	长度/mm	高度/mm	
FCR	224.8	87.7	739.6	1 729.3
MPV	243.0	104.9	782.5	1 637.2
RDS	193.2	55.7	657.1	1 495.6
SUV	289.1	70.0	904.1	1 823.4

#### 3.2 试验结果

图 6(a) 所示为不同车型行人-汽车碰撞的运动学姿态,时间间隔为 10 ms,长骨最大 von Mises 应力分布如图 6(b)、(c) 所示。

膝关节受撞击后,FCR、MPV、RDS、SUV 撞击侧的最大弯曲角度分别为 30.0°、27.3°、26.2°、25.9°,对撞侧的最大弯曲角度分别为 61.5°、63.5°、55.3°、59.1°。膝关节韧带损伤参数见表 3。

### 4 讨论

车型的前端结构以及车辆的离地高度决定了下肢碰撞位置和运动姿态。SUV 车型的机盖前缘高于下肢模型,且下肢与 SUV 的最大接触高度为 615 mm,在碰撞中完全与下肢接触,对整个腿部起

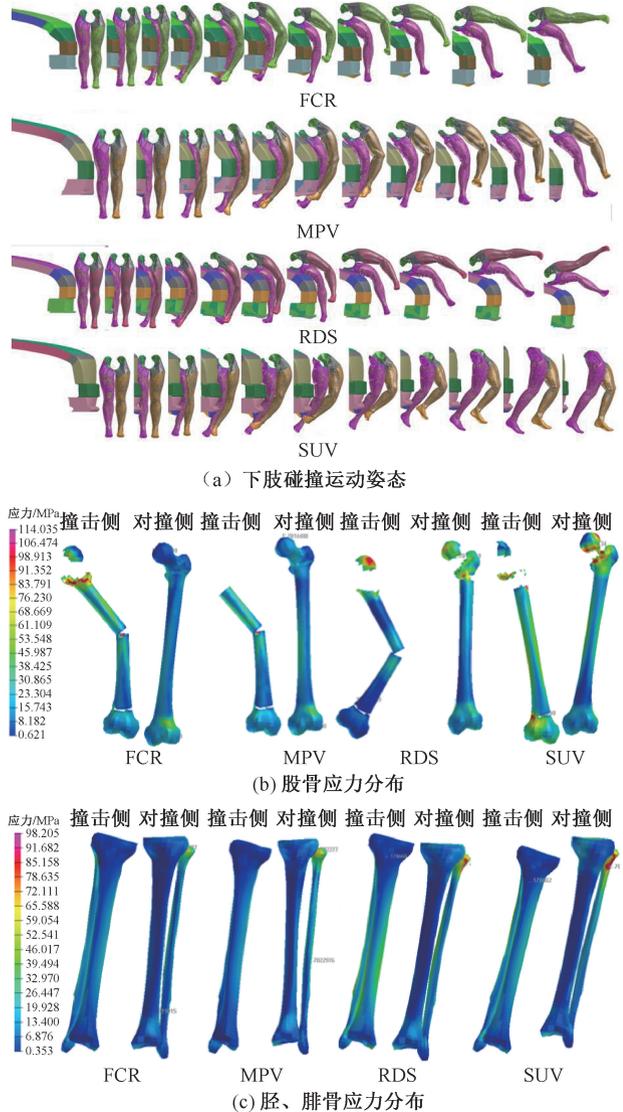


图 6 下肢运动学和生物力学响应

Fig. 6 Kinematic and biomechanical responses of the lower extremity (a) Kinematic posture of lower extremity, (b) Stress distributions of the femur, (c) Stress distributions of the tibia and fibula

表 3 韧带断裂时间和位置

Tab. 3 Time and position of the ligament rupture

单位:ms

车型	撞击侧				对撞侧			
	MCL	LCL	ACL	PCL	MCL	LCL	ACL	PCL
FCR	13	—	—	—	—	19	—	24
MPV	13	—	—	—	27	21	28	25
RDS	12	—	—	—	88	18	100	23
SUV	—	—	—	—	—	23	—	—

到在撞击方向上的约束作用;相比之下,其他 3 种车型前端结构均低于下肢模型。由碰撞运动姿态

可见, SUV 车型碰撞中下肢运动姿态明显区别于其他 3 种车型, 碰撞后立即与汽车发生分离, 故对长骨造成的弯矩较小, 膝关节处的弯曲角度也较小, 使得长骨和韧带均不易损伤。对于小身材女性, 由于身高的原因, 在与汽车碰撞时, 前保险杠碰撞主要与大腿远心端以及膝关节部位接触, 很容易造成股骨骨折。FCR、MPV 和 RDS 车型碰撞中, 股骨出现骨折的形式相同, 撞击侧首先出现股骨颈骨折, 随后骨干与股骨髁同时出现骨折, 对撞侧股骨由于皮肤脂肪等的缓冲作用, 冲击能量较小使得对撞侧股骨不易发生骨干骨折, 由于股骨头部连接上半身, 上半身质量以及髋部的限制使股骨头部弯曲较多, 故导致对撞侧股骨颈骨折。

本文结果表明, 对撞侧膝关节弯曲角度比撞击侧大, 故膝关节韧带更易发生损伤。分析运动学响应可知, 撞击侧受对撞侧腿部与车的影响, 撞击侧腿的摆幅相对较小, 而对撞侧腿部由于没有限制导致摆幅较大, 致使对撞侧膝关节弯曲角度更大。另外, 对撞侧股骨骨干没有发生骨折, 这些都使得对撞侧膝关节韧带更易发生撕裂。4 种车型汽车碰撞中, 撞击侧内侧副韧带最先发生损伤, 紧接为对撞侧外侧副韧带损伤, 然后依次是后交叉韧带、内侧副韧带、前交叉韧带。RDS 车型中内侧副韧带、外侧副韧带在后续下肢摆动的过程中出现撕裂, 损伤时间较晚。在 MPV 车型中, 28 ms 内对撞侧韧带均发生断裂, 可见 MPV 车型对韧带造成的损伤最为严重。Kajer 等<sup>[17]</sup>研究表明, 长骨骨折与韧带撕裂息息相关, 当发生骨折时, 长骨骨折的弯曲角度代偿膝关节的弯曲角度从而保护韧带, 本文再次验证 Kajer 等<sup>[17]</sup>这一结论。综合分析发现, 膝关节弯曲角度和韧带损伤成正比, 膝关节弯曲角度越大, 韧带损伤越严重。但本文发现, RDS 车型碰撞下, 在对撞侧膝关节弯曲角度最小。从韧带损伤情况看, RDS 车型韧带全部发生断裂, 而 SUV 车型只有外侧副韧带发生断裂, 但是其膝关节弯曲角度却大于 RDS 车型中膝关节的弯曲角度, 造成这一结果的原因主要是, RDS 车型碰撞下, 膝关节的弯曲为侧弯; 而 SUV 车型中, 膝关节被撞后的弯曲符合人体运动学姿态属于屈膝。因此, 在分析韧带损伤情况时, 观察膝关节弯曲角度的同时也应当关注膝关节弯曲角度方向。膝关节弯曲角度与弯曲方向共同决

定膝关节处韧带损伤情况。

综合分析发现, SUV 车型对下肢长骨骨折以及韧带撕裂造成的损伤最轻, 但是车辆与下肢模型的接触力峰值最大。因此, SUV 车型对人体造成的损伤可能会体现在其他部位, 例如行人头部、髋部以及腰部甚至碰撞后行人飞出与地面发生二次碰撞造成的损伤等, 这些都有待进一步考量。本文认为, 并不能简单地推断 SUV 车型对行人碰撞的损伤最轻。同时, 本文只考虑行人下肢, 没有结合行人其他部位。未来应开发国人第 5 百分位女性整人模型, 全面分析行人-汽车碰撞损伤机制和防护措施。

## 5 结论

本文参照最新测量统计数据的国人第 5 百分位体征女性志愿者 CT 图像, 开发具有真实解剖学结构的下肢生物力学计算模型。通过重构 Kerrigan 等<sup>[15]</sup>、Kajer 等<sup>[17]</sup>所做尸体试验, 验证了模型具有较高生物仿真度。参照 Euro NCAP 技术公告 TB024 搭建 4 种不同车型与行人下肢碰撞仿真试验, 研究行人碰撞损伤机制, 得出如下结论:

(1) 第 5 百分位女性行人在与汽车发生碰撞时, 由于身高较低使得股骨最容易发生骨折。汽车前端结构低于下肢, 造成撞击侧股骨骨干、股骨近心端、股骨远心端骨折, 导致 AIS3 级损伤。汽车前端结构高于下肢只造成股骨近心端和股骨远心端骨折。

(2) 4 种车型碰撞仿真试验中, 下肢与 RDS 车型碰撞时, 损伤最严重; 而 SUV 车型碰撞中下肢损伤最轻。

(3) 行人下肢-车辆碰撞中, 膝关节对撞侧韧带相较于撞击侧更易发生损伤, 撞击侧外侧副韧带最易发生损伤, 对撞侧外侧副韧带、后交叉韧带最易发生损伤, 长骨骨折降低了韧带撕裂风险。

本研究结果为行人保护研究提供数据支撑, 并且为汽车制造商提供车辆前端结构设计基础理论数据, 对小身材女性下肢损伤机制研究和行人保护装置的研发具有重要应用价值。

## 参考文献:

- [1] WHO. Road traffic injuries [EB/OL]. <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/road-traffic-injuries>.

- [ 2 ] 李海岩, 李琨, 黄永强, 等. 6岁儿童行人-汽车碰撞中碰撞角度对头部损伤的影响[J]. 医用生物力学, 2021, 36(3): 353-358.  
LI HY, LI K, HUANG YQ, *et al.* Effects of impact angle on head injury in six-year-old child pedestrian-car collision [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 353-358.
- [ 3 ] REITH G, LEFERING R, WAFSADE A, *et al.* Injury pattern outcome and characteristics of severely injured pedestrian [J]. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*, 2015, 23(1): 56.
- [ 4 ] HUIPENG C, LIANXUE F, HEYUE Z. A comparative study between China and IHRA for the vehicle-pedestrian impact [J]. *SAE Int J Passen Car*, 2009, 2(1): 1108-1115.
- [ 5 ] 李海岩, 孙孝海, 贺丽娟, 等. 具有详实解剖学结构的国人第5百分位女性胸腹部有限元模型开发及验证[J]. 医用生物力学, 2022, 37(1): 91-97.  
LI HY, SUN XH, HE LJ, *et al.* Development and validation of a thoracic-abdominal finite element model of Chinese 5<sup>th</sup> percentile female with with detailed anatomical structure [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 91-97.
- [ 6 ] 贺丽娟, 李海岩, 朱小菊, 等. 基于三的儿童乘员下肢有限元模型的生长板损伤机理研究[J]. 汽车工程学报, 2017, 7(3): 182-187.
- [ 7 ] 李海岩, 李蓓, 崔世海, 等. 6岁儿童下肢长骨有限元模型验证及参数研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2013, 32(6): 752-756.
- [ 8 ] 蔡志华, 兰凤崇, 谌玉红. 人体生物力学模型建立及在汽车安全中的应用[J]. 中国科学:技术科学, 2014, 44(8): 870-882.
- [ 9 ] 关同祺. 中国50百分位行人下肢有限元模型的建模与应用[D]. 长沙: 湖南大学, 2019.
- [ 10 ] 杨洁. 基于THUMS的东西方5百分位女性碰撞响应差异分析[D]. 北京: 清华大学, 2016.
- [ 11 ] GHOSH P. Influence of ribcage shape on thoracic response of anthropometrically correct percentile female finite element model [C]//LS DYNA Forum. Bamberg: [s.n.], 2014.
- [ 12 ] BEILLAS P, BEGEMAN PC, YANG KH, *et al.* Lower Limb: Advanced FE model and new experimental data [C]//Proceedings of Stapp car crash Conference. San Antonio: SAE, 2001: 1-25.
- [ 13 ] UNTAROIU C, DARVISH K, CRANDALLI J, *et al.* A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts [J]. *Ann Biomed Eng*, 2005, 49: 157-181.
- [ 14 ] 李海岩, 翟广凤, 赵玮, 等. 基于有限元模型的下肢长骨动态试验的仿真研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 31-35.  
LI HY, ZHAI GF, ZHAO W, *et al.* Simulation of dynamic tests on long bones of lower limbs based on finite element model [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 31-35.
- [ 15 ] KERRIGAN JR, DRINKWATER DC, KAM CY, *et al.* Tolerance of the human leg and thigh in dynamic latero-medial bending [J] *Int J Crashworthiness*, 2004, 9(6): 607-623.
- [ 16 ] MATHER B. Variation with age and sex in strength of the femur [J] *Med Biol Eng Comput*, 1968, 6(2): 129-132.
- [ 17 ] KAJZER J, SCHROEDER G, ISHIKAWA H, *et al.* Shearing and bending effects at the knee joint at high speed lateral loading [C]//Proceedings of 41<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference. Lake Buena Vista: SAE, 1997: 151-165.
- [ 18 ] KLUG C, FEIST F, RAFFLER M. *et al.* Development of a procedure to compare kinematics of human body models for pedestrian simulations [C]//Proceedings of 2017 IRCOBI Conference. Antwerp: IRCOBI, 2017: 509-530.