

DOI: 10.3901/JME.2020.02.106

年龄因素对行人下肢损伤的影响研究*

胡 林^{1,2} 陈 凯^{1,2} 黄 晶³ 林 淼⁴

- (1. 长沙理工大学汽车与机械工程学院 长沙 410114;
2. 长沙理工大学工程车辆安全性设计与可靠性技术湖南省重点实验室 长沙 410114;
3. 湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室 长沙 410082;
4. 中国汽车技术研究中心 天津 300162)

摘要: 在行人碰撞的事故中下肢是主要的受伤部位, 为了提高对行人的保护, 使用具有年龄差异性的行人下肢有限元模型来分析行人下肢损伤的不同。根据来源于中国交通事故深入研究(China in-depth accident study, CIDAS)数据库的真实的行人事故案例, 利用 PC-Crash 软件进行事故重建, 依据事故重建的输出参数, 对车辆和行人下肢的有限元模型设置载荷和边界条件。通过模拟行人下肢与轿车模型的碰撞, 比较年轻组和老年组的损伤差异, 结果讨论膝关节的剪切位移、弯曲角度、以及韧带所承受的拉力和长骨的弯矩、剪切力等下肢损伤参数, 并且进一步通过逻辑回归的方法分析这些损伤参数与下肢 AIS3+ 严重损伤的相关性, 最后得到年轻组和老年组的严重损伤风险曲线。其结果显示年轻组和老年组损伤风险存在差异性, 当 AIS3+ 严重损伤概率为 50% 时, 得出年轻组和老年组的长骨和膝关节的损伤阈值及耐受极限。研究的结果可为具有年龄差异的行人下肢损伤评估指标的设定提供参考。

关键词: 汽车-行人; 年龄; 下肢损伤; 事故重建; 有限元; 逻辑回归

中图分类号: U461

Study on the Effect of Age on the Lower Extremity Injury of Pedestrians

HU Lin^{1,2} CHEN Kai^{1,2} HUANG Jing³ LIN Miao⁴

- (1. School of Automotive and Mechanical Engineering,
Changsha University of Science and Technology, Changsha 410114;
2. Hunan Province Key Laboratory of Safety Design and Reliability Technology for Engineering Vehicle,
Changsha University of Science and Technology, Changsha 410114;
3. State Key Laboratory of Advanced Design And Manufacturing for Vehicle Body,
Hunan University, Changsha 410082;
4. China Automotive Technology and Research Center, Tianjin 300162)

Abstract: In the accident of pedestrian collision, the lower limb is the main injured part. In order to improve the protection of pedestrians, the finite element model of pedestrian lower limbs with age difference is used to analyze the difference of pedestrian lower limb injury. According to the real pedestrian accident case from the China in-depth accident study(CIDAS) database, the PC-Crash software was used to reconstruct the accident, and the load and boundary conditions were set for the finite element model of the vehicle and pedestrian lower limb based on the output parameters of the accident reconstruction. By simulating the collision between the lower limbs and the sedan model, the differences between the young and the old groups were compared. The results discussed the shear displacement, bending angle, and the tensile force of the ligament and the bending moment and shear force of the long bone and further correlations between these injury parameters and severe AIS3+ injury were analyzed by logistic regression. Finally, the severe injury risk curves of young and old groups were obtained. The results showed that there was a difference in the risk of injury between the young group and the elderly group. When the probability of severe injury of AIS3+ was 50%, the damage threshold and tolerance limit of the long bone and knee joint of the young group and the old group were obtained. The results of the study can provide a reference for the setting of age-related pedestrian lower limb injury assessment indicators.

Key words: car-pedestrian; age; lower limb injury; accident reconstruction; finite element; logistic regression

* 国家自然科学基金(51875049, 51775178)、湖南省自然科学基金(2019JJ20017)、湖南省教育厅重点(2017A004)和长沙市科技计划(KQ1801055)资助项目。20181225 收到初稿, 20191026 收到修改稿

0 前言

世界卫生组织的道路安全报告指出, 全球每年依然有大约 125 万人死于道路交通事故^[1]。行人作为道路交通使用者, 暴露在环境中, 常常因为在交通事故中没有外部保护措施而受到伤害^[2-5]。据交通事故数据统计, 2016 年汽车交通事故数量比 2015 年增长了 12.9%, 其中行人和乘车人交通事故增长了 14.3%, 受伤人数和死亡人数分别增长了 18.35% 和 9.39%, 这些隐患给社会带来了巨大的经济损失^[6]。根据几个重要事故案例数据库的统计分析表明, 周和超等^[7-9]发现所有 AIS2+损伤中下肢损伤比例最高, 为 32.6%。在行人碰撞事故中, 行人直接暴露在冲击载荷环境下, 由于人体运动反应的特点, 下肢和头部是碰撞过程中的主要损伤部位, 尽管下肢损伤很少致命, 但下肢 AIS3+严重损伤需要的恢复时间较长, 甚至会造成行人终身残疾, 并给社会造成严重的经济损失^[10]。

为了解下肢损伤机理并减少下肢损伤, 许多研究人员建立下肢模型并开展了一些研究。UNTAROIU 等^[11]建立了行人下肢有限元模型, 来提高汽车与行人撞击时, 行人大腿、膝盖和腿部损伤机制的认识; 张冠军等^[12-13]建立了具有详细解剖结构的膝关节有限元模型, 明确了组织间的接触关系, 并通过生物力学试验对模型进行了验证; TAKAHASHI 等^[14]通过开发三种不同尺寸的行人模型, 来定量评估如何减少行人下肢损伤; KUNITOMI 等^[15]开发和验证第 50 百分位的男性行人有限元模型, 并阐明行人下肢模型中结构上的细节对碰撞运动响应和损伤的影响。此外通过建立下肢有限元模型并模拟研究各种乘用车前端设计对行人下肢膝关节韧带和胫骨损伤的影响也有研究^[16-17]; 胡林等^[18]建立了下肢与轿车前部的有限元碰撞模型, 分析腿部弯矩等响应曲线, 选择了一种对行人保护效果较好的保险杠梁截面; 另外 TANG 等^[19-21]搭建人车碰撞仿真平台, 利用真实事故案例现场数据, 探讨车辆撞击时行人姿势以及步态变化对下肢负荷和运动学的影响。行人下肢损伤程度受到很多因素影响, 包括了汽车的速度、汽车前端几何结构、汽车类型、行人身高、体重、行人碰撞初始姿态等参数, 这些研究虽然对提高行人的保护起了很大作用, 但没有考虑到行人年龄对于损伤参数的影响, 不利于对行人下肢损伤机理的认识和行人保护措施的发展。

随着人口老龄化的加剧, 老年组在交通事故中的比例逐年上升, 而行人的年龄是影响下肢损伤的

重要因素^[22-25]。黄伟^[26]选定一名 30 岁志愿者进行有限元建模, 通过参数反求得下肢长骨和韧带的材料参数, 然后进行下肢损伤生物力学研究分析; KLEIN 等^[27]开发了具有年龄、股骨长度、几何形状和体重指数(Body mass index, BMI)参数的男性和女性股骨有限元模型, 通过该模型对下肢损伤进行预测。随着年龄增大, 行人下肢骨骼的失效应变和应力逐渐减弱, 下肢骨骼耐受限度逐渐降低, 使得老年组更容易在车辆碰撞中受到重伤和死亡, 因此年龄对下肢损伤的影响不容忽视。

然而, 现有的大多数关于成年行人下肢损伤的研究并未考虑年龄差异对其损伤程度的影响。这不利于人们对行人伤害机理的认识和制定更有针对性的行人保护措施。本研究的目的是利用有限元建立车辆和具有年龄差异性的行人下肢碰撞的仿真模型, 在真实事故案例的基础上, 选出损伤风险高的年龄段案例, 通过 PC-Crash 事故重建, 然后将事故碰撞点位置, 车-人相对碰撞速度、行人相对于车头的角度 θ 和行人参数等边界条件导入具有年龄差异性的下肢模型进行仿真, 对其长骨弯矩、剪切力和 Von Mises 应力, 膝关节的弯矩、剪切位移、弯曲角度以及韧带拉力等损伤参数值进行对比分析, 并建立损伤参数和 AIS3+严重损伤组之间的逻辑回归模型, 得出损伤风险曲线, 探讨年龄因素对成年行人下肢损伤的影响。

1 方法和材料

在行人事故案例分析的基础上, 开展事故重建工作。从 CIDAS 数据库中选取 232 例行人案例, 并通过逻辑回归分析方法挑选出损伤风险高的两个年龄组, 再从损伤风险高的两个年龄段分别选取 16 个案例, 使用 PC-Crash 软件对事故进行重建, 确定事故的边界和加载条件, 并对比车辆最终位置, 行人碰撞点, 行人伤害记录确保仿真的准确性。利用 LS-DYNA 软件建立车辆与行人下肢的碰撞有限元仿真模型, 模拟两个特定年龄段下肢和车辆的碰撞。基于事故重建和有限元模拟的结果, 对下肢损伤参数进行逻辑回归分析, 建立下肢损伤参数和严重损伤 AIS3+的风险关系曲线, 分析了年龄差异对行人下肢损伤的影响。

1.1 数据来源

所有数据来源于中国交通事故深入研究(CIDAS)数据库, 为了保证重建的准确性, 本文案例的选取按以下标准: ① 只有两名参与方, 轿车和一名行人; ② 车型为轿车; ③ 有明显碰撞痕迹, 可以清晰测出碰撞位置; ④ 碰撞位置在轿车前部即

前碰撞,碰撞方向为侧碰;⑤ 行人的损伤有详细记录;⑥ 行人年龄大于十岁、车速大于 10 km/h;⑦ 发生碰撞前行人处于正常走姿。

1.2 事故受害者年龄分布情况统计

依据案例挑选准则,从 CIDAS 数据库中挑选 232 个轿车-行人碰撞事故案例,年龄分布范围为 10~90 岁,将其分为 8 个年龄组,分别为① 10~20 岁、② 20~30 岁、③ 30~40 岁、④ 40~50 岁、⑤ 50~60 岁、⑥ 60~70 岁、⑦ 70~80 岁、⑧ 80~90 岁。其损伤情况分为轻伤组(AIS0~2)和重伤组(AIS3+)两组,年龄频率累积统计见图 1。

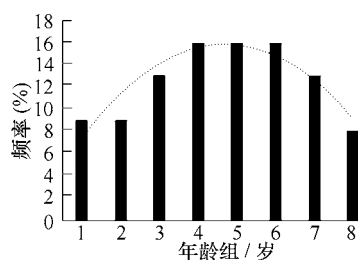


图 1 年龄频率累积图

本文通过卡方检验来确定下肢严重损伤组(AIS3+)与自变量参数之间是否存在相关性,本文通过设定检验值的显著水平为 0.05($P=0.05$)。即当 $P<0.05$ 时,认为自变量参数与行人下肢重伤组(AIS3+)之间的相关性显著,反之,则认为相关性不显著;通过二元逻辑回归分析得到年龄和较重损伤组具有显著相关性($P=0.025<0.05$)。

某种结果出现的概率与不出现的概率之比称为比值(Odds),两个比值之比称为优势比(Odds ratio, OR),表示自变量 x_i 每变化一个单位,结果出现概率与不出现概率的比值是变化前的相应比值的倍数,本文以年龄组⑧作为参照组,在考虑道路因素和碰撞速度等其他因素情况下,分析得到年龄组③和年龄组⑥受到 AIS3+的风险概率分别是年龄组⑧的 1.98 和 1.20 倍即说明年龄组③和年龄组⑥行人在交通事故中受到较重损伤的概率最大,见表 1。因

表 1 年龄严重损伤逻辑回归分析结果

年龄	B	Wald	P	exp(B)
AGE		16.255	0.023	
AGE(1)	-1.296	2.024	0.155	0.274
AGE(2)	-1.989	2.975	0.085	0.137
AGE(3)	0.687	1.145	0.285	1.988
AGE(4)	-0.074	0.013	0.908	0.929
AGE(5)	-0.332	0.253	0.615	0.717
AGE(6)	0.182	0.083	0.773	1.200
AGE(7)	-1.684	3.488	0.062	0.186
常量	-0.956	3.297	0.069	0.385

注:在步骤中输入的变量:AGE(AGE(8)作为对照组)。

此为了更好地分析年龄差异对行人下肢损伤的影响,年轻案例选取区间为 30~40 岁,老年案例选取区间为 60~70 岁。

1.3 事故重建

1.3.1 案例选取

从 232 个行人事故案例统计分析得到,30~40 岁和 60~70 岁左右行人下肢的严重损伤的风险较高,分别从 30~40 岁年龄段和 60~70 岁年龄段中分别选取 16 个案例,案例的选取主要针对于轿车和行人的前碰撞,案例信息的采集主要包括行人的年龄、体重、身高、碰撞时轿车相对于行人的碰撞速度以及行人相对于车头的角度 θ , 角度 θ 如图 2 所示。轿车相对速度和行人参数见表 2 和表 3。

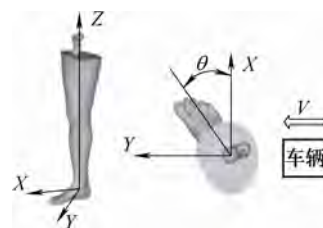


图 2 行人相对于车头的角度

表 2 老年组案例信息

编号	身高/cm	体重/kg	车辆速度/(km/h)	碰撞角度/(°)
1	174	70	10	15
2	162	59	15	10
3	164	50	22	-8
4	165	62	28	30
5	170	50	30	10
6	176	75	35	160
7	162	60	38	5
8	170	70	40	-10
9	167	68	40	172
10	172	70	45	165
11	162	50	48	28
12	165	50	50	15
13	176	55	55	168
14	166	65	60	20
15	170	75	64	5
16	170	68	72	5

1.3.2 PC-Crash 事故重建

根据现场采集的事故信息(车辆刹车痕迹、参与方参数、最终停止位置、道路交通环境等),利用力学能量守恒及动量守恒基本理论,对交通事故发生过程进行推理与验证。

在多刚体系统中,刚体上的任一点相对于固定点的坐标位置可以用矢量公式表示

$$\mathbf{X}_i = \mathbf{x}_i + \mathbf{r}_i \quad (1)$$

表 3 年轻组案例信息

编号	身高/cm	体重/kg	车辆速度/ (km/h)	碰撞角度/ (°)
1	172	75	10	8
2	165	55	16	15
3	175	70	20	10
4	170	65	25	170
5	164	75	27	-12
6	175	82	30	30
7	170	75	34	10
8	167	55	38	28
9	170	65	40	0
10	178	65	45	156
11	164	55	48	-5
12	170	75	50	150
13	165	65	52	32
14	175	75	55	12
15	162	60	65	175
16	168	59	70	10

可由刚体每个时刻对应的位置，计算出点的速度和加速度大小

$$\dot{\mathbf{X}}_i = \dot{\mathbf{r}}_i + \mathbf{w}_i \times \mathbf{x}_i \quad \dot{\mathbf{X}}_i = \dot{\mathbf{r}} \quad (2)$$

$$\ddot{\mathbf{X}}_i = \ddot{\mathbf{r}} + \dot{\mathbf{w}}_i \times \mathbf{x}_i + \mathbf{w}_i \times (\mathbf{w}_i \times \mathbf{x}_i) \quad (3)$$

在多刚体系统中，刚体的运动方程可由牛顿-欧拉方程可知，系统内某一刚体 i 的力和力矩方程为

$$\mathbf{m}_i \ddot{\mathbf{r}}_i = \mathbf{F}_i \quad (4)$$

$$\mathbf{J}_i \times \boldsymbol{\omega}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{J}_i \times \boldsymbol{\omega}_i = \mathbf{T}_i \quad (5)$$

式中， \mathbf{r}_i 为位移矢量； \mathbf{m}_i 为刚体 i 的质量； $\ddot{\mathbf{r}}_i$ 为刚体 i 的加速度； \mathbf{J}_i 为刚体 i 相对于惯性中心的惯性矩； $\boldsymbol{\omega}_i$ 为刚体 i 的角速度向量； \mathbf{F}_i 为刚体 i 受外力的主矢； \mathbf{T}_i 为刚体 i 相对于惯性中心的力矩。

从 30~40 岁和 60~70 岁左右年龄段中选取 16 个案例，进行事故重建，通过仿真优化得到相对碰撞速度、相对碰撞位置、减加速度、行人参数以及行人相对于车头的角度 θ 等边界条件，为了确保事故重建的准确性，在重建前应该根据数据库中道路环境、行人和车辆的数据参数进行设置，在重建后应该对比车辆最终位置，行人碰撞点，行人伤害记录是否现场调查基本相同。

1.3.3 基于不同年龄有限元模型的损伤重建

(1) 具有年龄特征的下肢有限元模型。图 3 显示了下肢的有限元模型。初始模型的几何形状是基于 50% 的男性志愿者开发的。龙永程等^[28-29]对下肢模型进行了改进，并建立了两个具有年龄差异性的下肢模型，代表了年轻组和老年组的下肢模型。年

龄的变化对下肢的影响主要体现在长骨的几何结构，长骨的材料参数以及韧带的材料参数的差异上。

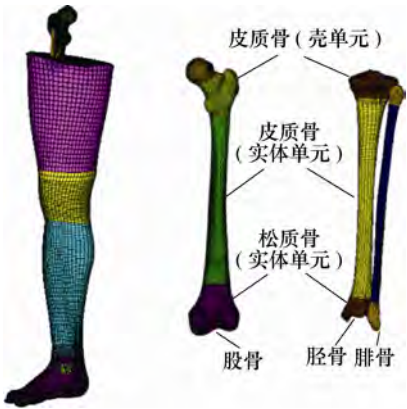


图 3 下肢有限元模型

在有限元模型中，长骨包括股骨、胫骨和腓骨，年轻模型和老年模型长骨干皮质骨和两端松质骨材料参数差别较大，具体参数见表 4。韧带属于黏弹性材料，由胶原纤维和基体组成，随着年龄变大，纤维含量会增加，影响韧带力学性能^[30]，表 5 显示了年轻和老年模型的膝关节韧带材料特性。长骨干截面的几何形状会随着年龄的变化产生一定的变

表 4 下肢长骨材料参数

材料参数	年轻组	老年组
股骨皮质骨	密度/(kg/m ³)	2 000
	弹性模量/MPa	16.200
	泊松比	0.300
	极限应变	0.032 4
胫骨皮质骨	密度/(kg/m ³)	2 000
	弹性模量/MPa	18.300
	泊松比	0.300
	极限应变	0.034 3
股骨松质骨	密度/(kg/m ³)	1 000
	弹性模量/MPa	1 037.76
	泊松比	0.450
	极限应变	0.134
胫骨松质骨	密度/(kg/m ³)	1 000
	弹性模量/MPa	752
	泊松比	0.450
	极限应变	0.134

表 5 膝关节韧带材料参数

材料参数	年轻组	老年组
密度/(kg/m ³)	1 000	1 000
体积模量/GPa	4.31	3.5
超弹性材料参数 C1/MPa	34.29	28.5
超弹性材料参数 C3/MPa	1.54	1.03
超弹性材料参数 C4/MPa	152.85	148.35
超弹性材料参数 C5/MPa	836.42	755.4
失效应变	0.45	0.45

化, Hypermesh 软件的 Hypermorph 模块可在现有的有限元模型基础上, 通过对长骨五个不同截面的几何参数缩放来获得不同年龄段的长骨模型^[31]。

(2) 轿车有限元模型。本文针对的是小轿车-行人事故类型, 选择了一款轿车的有限元模型进行分析, 其中保险杠的中心离地高度为 530 mm, 保险杠上下表面碰撞宽度为 120 mm。本文简化了汽车模型, 前部从车辆模型中截取, 保留 A 柱之前的部件, A 柱之后的部件用集中质量块替换。简化模型主要由以下部分组成(图 4), 即保险杠, 水箱, 前梁, 挡泥板和引擎盖。将模型导入到 Hypermesh 软件中, 用后处理模块计算出整车和简化后结构的质心位置, 进而可以计算出配重的质量和位置。经过简化后, 为了保持其重心位置不变, 在汽车后部添加集中质量, 集中质量和梁截断采用刚性连接。

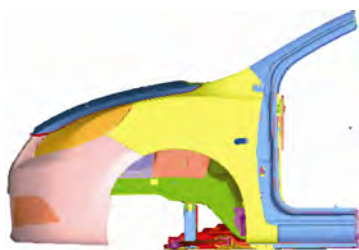


图 4 轿车前端简化模型

(3) 碰撞模型。为了模拟体重的影响, 通常在下肢股骨头位置负重。由于真实案例中行人身高体重与模型的下肢参数不同, 因此有必要对下肢模型身高体重进行相应的缩放。用式(6)对下肢高度进行缩放, 用式(7)对股骨头的载荷进行缩放。行人标准高度以 50% 人体尺寸为准, 标准身高 1.7 m, 体重 78 kg。

$$\lambda = \frac{H}{H_0} \lambda_0 \quad (6)$$

式中, H 是事故中行人的高度, λ 是事故模拟模型的下肢高度; H_0 是原来的下肢模型的人体高度; λ_0 是原始模型的下肢高度。

$$F = \frac{W}{W_0} F_0 \quad (7)$$

式中, F 是在股骨头处施加载荷的事故模拟模型, W 是事故行人重量。 F_0 是原模型股骨头负荷, 取 400 N; W_0 是人体重量的原始模型。

车辆-行人下肢的有限元模型如图 5 所示。

该模型还需要设置人-车碰撞时的相对位置和碰撞速度, 并定义零件之间的接触和损伤输出参数, 如下所述。

(1) 位置调整。根据重建中的位置调整有限元下肢的位置。

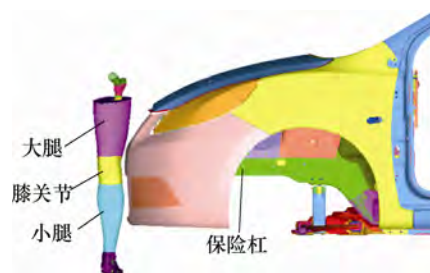


图 5 行人下肢和轿车碰撞有限元模型

(2) 定义碰撞速度。将车身前部结构和集中质量定义一个 SET, * INITIAL_VELOCITY 卡片用于定义在事故重建中获得的初始速度。

(3) 定义负载。使用 * LOAD_NODE_SET 卡在股骨头上定义均匀载荷以模拟上身的重量。

(4) 定义联系和输出。使用 * AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE 卡片分别定义下肢模型和身体的自接触, 并使用 * AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE 卡片来定义下肢与车身前部结构的接触。与事故重建一致, 下肢与车体前部的摩擦因数为 0.5, 下肢与地面的摩擦因数为 0.65。

(5) 输出和沙漏控制。大腿肌肉比较软, 它与保险杠的顶部容易产生沙漏现象。在计算中, 全局沙漏模式设置为 4; QM 值为 0.05, 并且在肌肉、韧带和其他软组织下设置单独沙漏控制。在股骨、胫骨和腓骨分别设置一截面, 测量并输出长骨弯矩与时间的关系。

1.4 结果分析方法

本文通过逻辑回归方法分析下肢损伤参数(膝关节剪切位移、弯曲角度、韧带所承受的拉力、长骨的弯矩、剪切力等)与 AIS3+ 严重损伤的关系, 并且构建逻辑回归模型

$$P(X) = \frac{1}{1 + \exp(-\alpha - \beta x)} \quad (8)$$

逻辑回归模型建立了事件发生的概率和解释变量的关系, 其中 P 为发生的概率, $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_n)$ 为模型的截距项, $\beta = (\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_n)$ 为待估计参数, X 为解释变量, α 和 β 为回归系数, 并可以通过最大似然估计的方法来求解^[32], 模型的拟合度可通过 Cox&SnellR 方和 NagelkerkeR 方来检验, 另外可以通过卡方检验来确定下肢 AIS3+ 严重损伤风险与下肢损伤参数之间是否存在相关性, 本文设定的检验值 P 的显著水平为 0.05, 当 $P < 0.05$ 时, 认为下肢损伤参数与行人下肢严重损伤风险之间的相关性显著, 反之, 则认为相关性不显著。而 $\exp(\beta_i)$ 即优势比 OR 值, 此时可以近似地说一组研究对象的结果发生率是另一组研究对象发生率的 OR 值倍。

本文的研究是在逻辑回归基础上，分析严重损伤程度和下肢损伤参数值的关系，通过构建的逻辑回归模型，分析老年组和年轻组的风险曲线，并比较两个模型的风险差异，指出年龄的差异性对成年行人下肢损伤存在影响。

2 结果

2.1 事故重建结果

利用 PC-Crash 软件对真实案例进行事故重建，重建的结果包括碰撞点的位置、碰撞速度、行人参数以及行人相对于车头的角度 θ 等，这些结果对有限元模型仿真具有重要意义，所以为了确保事故重建后的准确性，要根据事故重建结果与现实事故案例进行验证对比。

例如，图 6 为 15 号老年组案例的重建结果，仿真碰撞时速为 64.5 km/h，与事故调查记录的碰撞时速为 64 km/h，误差仅为 0.5 km/h。

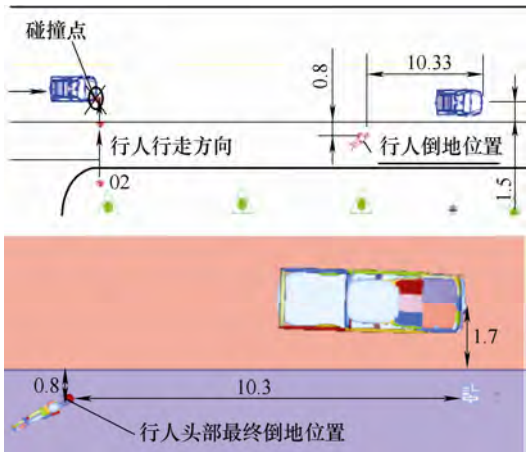


图 6 仿真结果与现场图的比较(m)

此外，人最终倒地位置离车的距离为 10.33 m，与仿真中相差 0.03 m，车辆最终位置误差为 0.2 m，通过对比发现人和车辆最终位置与案例记录基本一致。

图 7 展示了车辆运动过程以及人与车前部碰撞的动态响应。发生碰撞时，前部保险杠首先与小腿的侧面相撞，由于脚部与地面的摩擦力以及上半身的惯性的缘故，人体倒向车头方向，然后大腿与发动机罩接触，最后头部与挡风玻璃发生碰撞。仿真过程中的碰撞点与实际案例车辆损坏部位相同。

行人与车辆碰撞中，碰撞产生的剪切力及弯曲力矩过大，便会对下肢造成损伤，若下肢所承受的力和弯矩超过它的耐受限度后，下肢就会发生骨折。大量试验表明：导致股骨骨折的作用力范围是 3~



图 7 行人动态响应和碰撞点位置比较

10 kN，胫骨骨折时的冲击力范围是 2.5~8 kN，动态冲击下腓骨骨折时的碰撞力约为 0.44 kN^[33]。仿真输出的下肢力学参数中包括了大小腿接触力，可用于损伤预测，最后与现实案例损伤记录进行比较，检验其准确性。

本文通过真实案例仿真的结果分析发现，车辆仿真速度、人和车辆最终位置以及碰撞点与案例记录基本一致(表 6)，其中碰撞速度误差在 10% 以内，人和车最终位置误差在 0.15 m 以内。利用事故重建可以得到年轻和老年组案例的大小腿碰撞力的大小，表 7 和表 8 分别列出了年轻组和老年组案例大小腿的接触力和实际损伤的描述。通过比较可以得出事故的重建具有较高的可信度，可以用于有限元仿真。

表 6 速度和最终位置误差

编号	老年组			年轻组		
	车辆速度/(km/h)	仿真速度/(km/h)	人和车相对位置误差/m	车辆速度/(km/h)	仿真速度/(km/h)	人和车相对位置误差/m
1	10	11	0.024	10	10	0.065
2	15	15.5	0.027	16	15	0.075
3	22	20.5	0.048	20	21	0.08
4	28	28	0.045	25	24	0.086
5	30	32	0.2	27	26	0.14
6	35	36	0.15	30	30	0.12
7	38	39	0.1	34	32	0.05
8	40	42.5	0.25	38	38	0.025
9	40	40	0.02	40	38	0.045
10	45	46	0.07	45	45	0.058
11	48	50	0.12	48	48.5	0.036
12	50	52	0.056	50	50	0.12
13	55	55	0.05	52	55	0.13
14	60	59	0.028	55	56	0.075
15	64	64	0.03	65	64	0.034
16	72	70	0.05	70	70	0.12

表 7 年轻案例仿真参数

编号	大腿接触力/kN	小腿接触力/kN	损伤的实际描述	AIS 损伤等级
1	1.2	0.3	软组织挫伤	AIS1
2	1.5	0.3	大腿内侧、外侧大面积条片状挫伤	AIS1
3	1.5	3	软组织挫伤	AIS1
4	5	4.2	腓骨骨折	AIS2
5	6.2	3.5	下肢腓骨上段骨折	AIS2
6	4.3	2	胫腓骨下端粉碎性骨折	AIS2
7	3	5.2	胫腓骨中段骨折	AIS2
8	7.5	5	胫骨骨折	AIS2
9	5.6	0.6	胫骨粉碎性骨折	AIS2
10	2.4	3.2	胫骨骨干骨折	AIS2
11	5.2	4.8	胫腓骨骨折	AIS2
12	8.2	4.3	股骨颈粉碎性骨折	AIS3
13	7.2	5	股骨远端干骨后端损伤	AIS3
14	8	4	胫骨下段粉碎性骨折, 股骨骨折	AIS3
15	9	5	双小腿开放性骨折	AIS3
16	12	0.3	股骨骨折	AIS3

表 8 老年案例仿真参数

编号	大腿接触力/kN	小腿接触力/kN	损伤的实际描述	AIS 损伤等级
1	1.5	0.5	软组织挫伤	AIS1
2	1.8	0.2	软组织挫伤	AIS1
3	3.8	1.2	软组织挫伤	AIS1
4	7.2	5.3	小腿上段骨折	AIS2
5	2.8	0.8	腓骨骨折	AIS2
6	2.6	1.6	下肢腓骨骨折	AIS2
7	1.5	0.8	小腿皮擦伤, 胫骨远端骨折	AIS2
8	4.6	3.5	腓骨胫骨骨干骨折	AIS2
9	4.1	2.3	腓骨骨折	AIS2
10	6.2	3.4	胫腓骨骨折	AIS2
11	5.5	2	腓骨骨折	AIS2
12	10	4.9	股骨干骨折, 骨盆骨折	AIS3
13	8	5.3	股骨下端胫腓骨骨干骨折	AIS3
14	5.1	1.2	股骨干骨折	AIS3
15	10	0.4	骨盆多发骨折, 股骨上端骨折	AIS4
16	9.5	2.8	股骨中段骨折	AIS3

2.2 下肢损伤重建结果分析

对真实的案例进行事故重建, 事故重建的结果包括碰撞点的位置、相对碰撞速度、行人参数以及行人相对于车头的角度 θ 等边界条件, 将边界条件导入到 LS-dyna 建立的行人下肢模型进行损伤重建, 通过仿真发现车辆的损坏部位和行人碰撞后的运动状态基本一致, 说明仿真具有较高的准确性。

例如, 图 8 为 15 号老年组案例仿真的运动过程, 小腿的侧面首先与车的前部保险杠相撞, 然后大腿

与发动机罩接触, 图 9 为车头变形损坏部位和仿真的比较, 发现与真实案例基本符合。

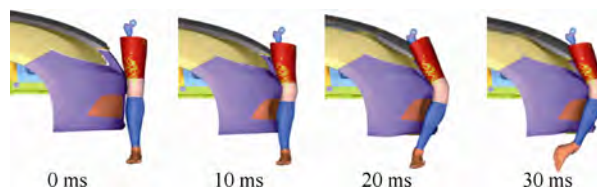


图 8 仿真运动状态



图 9 车头碰撞点对比

利用 PC-crash 和 LS-dyna 软件结合建立行人下肢和车头有限元碰撞模型, 在考虑年轻组和老年组速度分布和道路情况等条件后, 仿真导出的损伤参数有长骨(胫骨、腓骨、股骨)的弯矩、剪切力和 Von Mises 应力, 以及膝关节的弯矩、剪切位移、弯曲角度以及韧带拉力等参数, 这些是与下肢损伤机理较为相关的生物力学参数^[34], 可以合理地解释和分析下肢损伤原因。如表 9、10 所示, 为老年组和年轻组的长骨损伤参数值, 可以发现老年组的股骨骨干和胫骨骨干轻伤组(AIS0~2)的弯矩平均值分别比年轻组低了 12.2% 和 17.3%, 老年组的股骨骨干和胫骨骨干重伤组(AIS3+)的弯矩平均值分别比年轻组低了 11.7% 和 13.0%, 老年组的腓骨骨干轻伤

表 9 老年组长骨损伤参数

编号	股骨			胫骨			腓骨	
	骨干	远心端	剪切力/ kN	近心端	骨干	剪切	弯矩/ (N·m)	剪切力/ kN
	弯矩/ (N·m)	弯矩/ (N·m)		弯矩/ (N·m)	弯矩/ (N·m)	力/ kN		
1	60	80	0.85	68	44	0.8	6.5	0.78
2	70	85	0.97	82	65	1	7	1.6
3	100	102	1.6	110	100	1.4	9.5	1.5
4	160	110	1.2	140	115	1.1	8	1.2
5	185	170	1.6	148	130	1.45	14	1.33
6	225	178	1.3	150	135	1.2	12	1.47
7	260	240	1.7	138	110	1.6	14	1.5
8	250	230	1.6	158	150	1.8	12.5	0.75
9	280	265	2.6	175	180	2.3	12.3	1.7
10	308	280	2.3	170	230	2.1	22	1.3
11	320	285	3.6	230	230	2.6	24	1.7
12	350	318	2.6	230	245	1.8	26	1.75
13	400	350	3.47	260	275	3.2	28	1.8
14	300	260	3.8	180	185	3.4	16.5	1.65
15	430	355	3.5	365	385	3.1	32	1.85
16	445	380	4.5	385	398	4	33.5	2

表 10 年轻组长骨损伤参数

编号	股骨			胫骨			腓骨	
	骨干	远心端	剪切	近心端	骨干	剪切	弯矩/ (N·m)	剪切 力/kN
	弯矩/ (N·m)	弯矩/ (N·m)	力/ kN	弯矩/ (N·m)	弯矩/ (N·m)	力/ kN		
1	80	85	1.1	91.5	75.6	0.9	5.5	1.46
2	95	105	1.28	70	62	1.2	7.2	1.47
3	140	145	1.8	85	85	1.8	7.5	1.9
4	160	178	1.5	135	130	1.3	10	1.8
5	230	230	1.2	156	150	1.2	15	1.7
6	245	268	1.33	178	165	1	12	2.1
7	295	295	2.2	200	185	1.89	12	1.8
8	300	260	1.6	120	145	1.5	13	1.95
9	330	325	2.6	205	235	2.4	16	2
10	295	278	3.8	235	260	3.2	26	2.72
11	355	330	3.1	275	310	2.8	28	1.6
12	420	340	3	325	365	2.6	32	2.77
13	460	375	4.2	345	385	3.5	30	1.8
14	335	300	4.8	215	235	4.2	20	2.1
15	480	415	5.2	350	395	4.5	34	2.25
16	535	435	6.2	390	405	4.8	38	2.56

组的弯矩要比年轻组低 6.8%，老年组重伤组的弯矩要比年轻组低 11.7%。

表 11 和 12 为膝关节损伤参数值，可见老年组弯矩峰值比年轻组要低，弯曲角度和剪切位移峰值要比年轻组高，其中老年组膝关节轻伤组的弯矩平均值比年轻组低了 56.5 N·m，老年组重伤组的弯矩平均值要比年轻组低 55.6 N·m，而弯曲角度和剪切位移平均值分别比年轻组高了 5.9°和 1.68 mm。

表 11 老年组长骨 Von Mises 应力和膝关节损伤参数

编号	股骨 Von Mises 应力/MPa	胫腓骨 Von Mises 应力/ MPa	弯矩/ (N·m)	剪切 位移/ mm	弯曲 角度/ (°)
1	35	45	110	3.5	9.34
2	42	62	115	2.9	16.4
3	64	54	135	4.48	18.9
4	65	73	148	6.5	22.6
5	58	76	159	7.9	25
6	78	87	158	7.6	25.6
7	51	76	158	8	28.7
8	65	97	162	7.78	26
9	61	98	148	8.8	28.6
10	96	97	178	8.8	27.7
11	105	114	183	8.78	29.6
12	96	120	189	10.3	31
13	108	108	170	10.8	34
14	90	116	160	17	36
15	115	95	172	20	37
16	110	125	215	22	39.1

表 12 年轻组长骨 Von Mises 应力和膝关节损伤参数

编号	股骨 Von Mises 应力/ MPa	胫腓骨 Von Mises 应力/MPa	弯矩/ (N·m)	剪切 位移/ mm	弯曲 角度/ (°)
1	81.4	35	125	1.19	4.4
2	90.5	42	175	3.05	9.1
3	89	64	186	3.45	13.8
4	91.8	65	208	4.2	19
5	90.6	84	230	4.8	19.2
6	93	95	210	5.2	19.8
7	93	112	215	5.6	13.7
8	98	61	220	4.7	19
9	89	117	217	4.3	16
10	107	134	238	4.3	17.6
11	118	116	247	8	28
12	133	165	223	7	25
13	125	160	221	17	31
14	102	233	235	18	33.8
15	130	121	236	17	34.2
16	135	195	268	20.4	36

除了弯矩是研究下肢损伤机理的重要生物力学参数，保险杠和下肢碰撞产生的剪切力也是重要参数，由表 9、10 可看出，老年组的股骨、胫骨和腓骨轻伤组的剪切力平均值分别比年轻组低了 0.2 kN、0.19 kN 和 0.5 kN，老年组重伤组的剪切力平均值分别比年轻组低了 1.11 kN、0.82 kN 和 0.48 kN。

为了更好地解释长骨受力状态，对截面进行应力应变分析，提出了下肢骨折的 Von Mises 失效力极限^[35]，如表 11 和 12 所示，为股骨和胫腓骨中段皮质骨的 Von Mises 应力，发现老年组的股骨和胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 轻伤组的平均值分别比年轻组低了 30.7%和 5%，老年组重伤组的平均值分别比年轻组低了 16%和 36%。

从仿真结果可以看出，行人在和乘用轿车发生侧碰时，老年组的膝关节弯矩和长骨损伤参数值都要低于年轻组，老年组具有较低的损伤值，即可以说明年龄对于下肢损伤具有较大影响，且老年组具有较高损伤风险。

2.3 长骨严重损伤程度的相关分析

为了研究下肢损伤参数对下肢 AIS3+严重损伤风险的影响，采用逻辑回归方法对所选样本进行分析，分别建立弯矩、剪切力和 Von Mises 应力与行人下肢 AIS3+严重损伤风险之间的逻辑回归模型，置信度为 95%，逻辑回归分析结果见表 13。长骨的弯矩 AIS3+损伤风险曲线如图 10 所示，从图中可以看到年轻组和老年组长骨损伤参数的严重风险曲线的对比。

表 13 长骨逻辑回归分析结果

损伤参数		α	β	Wald	P	α/β
股骨骨干弯矩/ (N·m)	年轻组	18.9	0.053	14.95	0.001	356
	老年组	19.08	0.059	14.18	0.001	323
股骨远心端弯 矩/(N·m)	年轻组	17.18	0.052	12.13	0.001	330
	老年组	16.16	0.056	12.99	0.001	288
胫骨骨干弯矩/ (N·m)	年轻组	8.322	0.028	12.48	0.03	297
	老年组	8.38	0.036	11.9	0.001	232
胫骨近心端弯 矩/(N·m)	年轻组	9.14	0.034	12.6	0.001	268
	老年组	9.73	0.046	12.05	0.001	211
腓骨弯矩/ (N·m)	年轻组	6.83	0.265	11.2	0.001	26
	老年组	6.84	0.0303	11.03	0.001	23
股骨剪切力/ kN	年轻组	8.31	2.32	13.2	0.001	3.57
	老年组	7.6	2.52	11.23	0.001	3
胫骨剪切力/ kN	年轻组	8.96	2.9	13	0.01	3.08
	老年组	7.56	2.94	11.07	0.001	2.56
股骨 Von Mises 应力/ MPa	年轻组	17.34	0.152	11.93	0.001	105
	老年组	11.69	0.123	10.76	0.001	95
胫腓骨 Von Mises 应力/ MPa	年轻组	14.29	0.107	14.27	0.001	134
	老年组	14.47	0.137	9.86	0.002	105

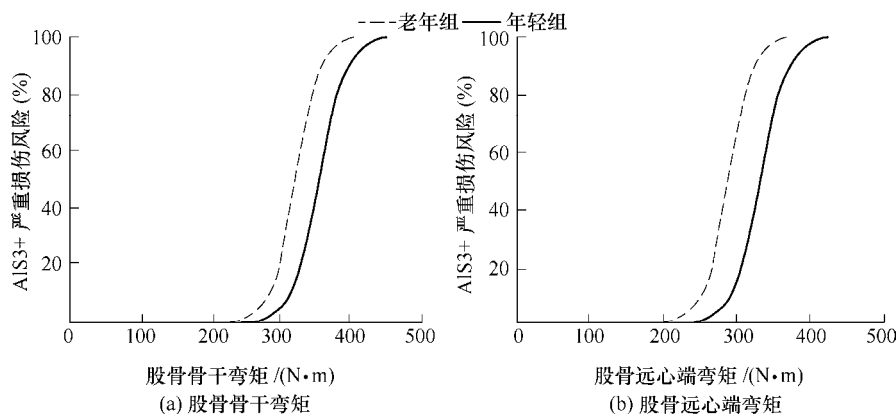
图 10a 为年轻组和老年组的股骨骨干弯矩和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线,从图 10a 可以看出严重损伤风险概率随着弯矩值的变大而变大,老年组股骨骨干弯矩在区间 270~380 N·m 时,严重损伤风险概率增加比较快,而年轻组在 300~420 N·m 时严重损伤风险增加比较快,可见年轻组风险曲线相对比较平滑,说明年轻组股骨骨干弯矩对于 AIS3+严重损伤风险影响小于老年组。当年轻组和老年组 AIS3+严重损伤风险概率为 50%时,对应得股骨骨干弯矩分别为 356 N·m 和 323 N·m,这与 KERRIGAN 等^[36]试验测量结果股骨弯矩 412 N·m±102 N·m 是吻合的。另外,仿真结果与 MARTENS 等^[37](373 N·m±84 N·m)和 KRESS 等^[38](320 N·m)试

验测量的股骨弯曲耐受限度也吻合。

图 10b 为年轻组和老年组的的股骨远心端弯矩和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线,从图 10b 可以看出,老年组和年轻组股骨远心端弯矩分别在区间 230~350 N·m 和 280~390 N·m 时,严重损伤风险概率增加比较快,说明年轻组股骨远心端弯矩对于 AIS3+严重损伤风险影响小于老年组。当年轻组和老年组 AIS3+严重损伤风险概率为 50%时,对应得股骨远心端弯矩分别为 330 N·m 和 280 N·m,均小于股骨骨干的弯矩峰值,这与 KERRIGAN 等^[39-40]的研究发现一致,他们指出长骨耐受限度随着骨折部位的变化而变化,股骨和胫骨骨干骨折时弯矩值要大于近心端或远心端 1/3 处的骨折弯矩。

图 10c 为年轻组和老年组的的胫骨骨干弯矩和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线,老年组和年轻组胫骨骨干弯矩分别在区间 160~310 N·m 和 210~380 N·m 时,存在较大差异,从增长趋势来看年轻组胫骨骨干弯矩对于 AIS3+严重损伤风险影响小于老年组。当年轻组和老年组 AIS3+严重损伤风险概率为 50%时,对应的胫骨骨干弯矩分别为 292 N·m 和 232 N·m,与 KERRIGAN 试验测量胫骨弯矩结果(310 N·m±50 N·m)一致,也符合 NYQUIST^[41]试验测量的弯矩(317 N·m±88 N·m)的范围,与 MO 等^[42]对胫骨骨干测试数据为 339 N·m 相比低了 13.8%。

图 10d 为年轻组和老年组的的胫骨近心端弯矩和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线,从图 10d 可以看出,老年组和年轻组胫骨近心端弯矩分别在区间 150~280 N·m 和 190~350 N·m 时,存在较大差异,从增长趋势来看年轻组胫骨近心端弯矩对于 AIS3+严重损伤风险影响小于老年组。当年轻组和老年组 AIS3+严重损伤风险概率为 50%时,对应的胫骨近心端弯矩分别为 268 N·m 和 211 N·m,也均小于胫骨骨干的弯矩峰值。



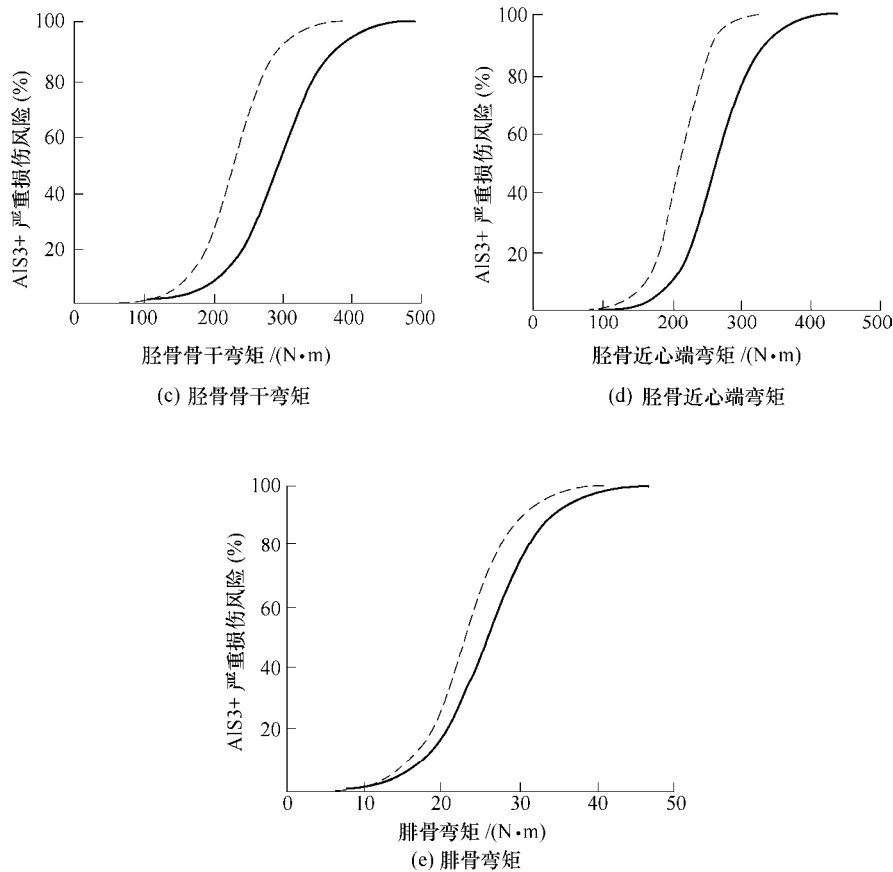


图 10 长骨弯矩严重损伤风险曲线

图 10e 为年轻组和老年组的的腓骨弯矩和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线, 从图 10e 可以看出, 老年组和年轻组腓骨弯矩分别在区间 $15 \sim 31 \text{ N}\cdot\text{m}$ 和 $17 \sim 35 \text{ N}\cdot\text{m}$ 时, 风险概率增长速度较快, 存在较大差异, 从增长趋势来看年轻组腓骨弯矩对于 AIS3+严重损伤风险影响小于老年组。当年轻组和老年组 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时, 对应的腓骨弯矩分别为 $26 \text{ N}\cdot\text{m}$ 和 $23 \text{ N}\cdot\text{m}$, 与 LEVINE^[43]试验中测量的弯矩耐受限度 $27 \text{ N}\cdot\text{m}$ (男)一致。

图 11 为年轻组和老年组的的股骨和胫骨剪切力和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线, 从图 11 可以看出, 老年组和年轻组剪切力在区间分别在 $1.8 \sim 4.0 \text{ kN}$ 和 $2.2 \sim 4.8 \text{ kN}$ 时, 严重损伤风险概率增加比较快, 从图 11 可以看出, 年轻组剪切力对于 AIS3+严重损伤风险影响小于老年组, 而且股骨剪切力的损伤风险低于胫骨剪切力。当年轻组和老年组的股骨剪切力的 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时, 对应得股骨剪切力分别为 3.57 kN 和 3 kN , 当年轻组和老年组的胫骨剪切力的 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时, 对应得胫骨剪切力分别为 3.08 kN 和 2.56 kN , 均小于股骨剪切力的峰值, 这与 KRESS 等^[38] ($3 \sim 10 \text{ kN}$) 试验测量的股骨剪切力数据吻合,

也符合 NYQUIST^[41]试验测量的胫骨撞击力(4.7 ± 1.4) kN 的范围。

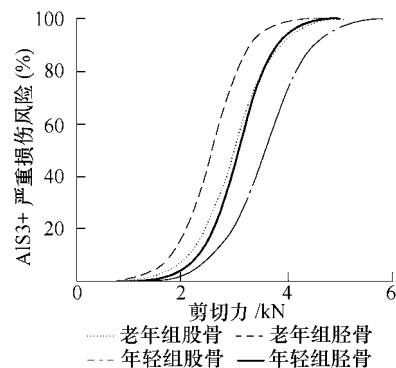


图 11 长骨剪切力严重损伤风险曲线

图 12 为年轻组和老年组的的股骨和胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线, 当年轻组和老年组的股骨 Von Mises 应力的 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时, 对应得股骨 Von Mises 应力分别为 105 MPa 和 95 MPa , 当年轻组和老年组的胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力的 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时, 对应得胫腓骨 Von Mises 应力分别为 134 MPa 和 105 MPa , 这在长骨的 Von Mises 失效应力($100 \sim 125 \text{ MPa}$)范围内^[44]。

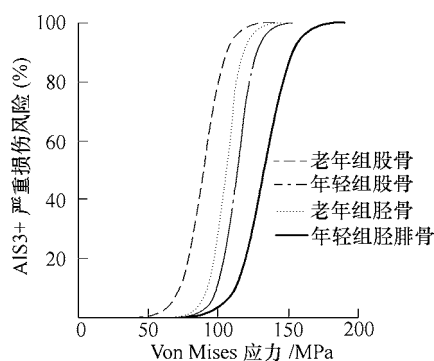


图 12 长骨 Von Mises 应力严重损伤风险曲线

通过对所选年轻组和老年组的样本进行事故重建，将边界条件导入有限元模型，最后得出这些损伤参数的值，通过逻辑回归构建风险曲线，由于年龄的变化导致下肢长骨几何形状，骨骼材料，膝关节韧带等材料参数的不同，从图 12 中可以通过年轻组和老年组长骨损伤参数的严重风险曲线的对比分析，可以发现，年龄对于下肢损伤的影响比较大，而且年轻组股骨骨干弯矩、股骨远心端弯矩、胫骨骨干弯矩、胫骨近心端弯矩、腓骨弯矩、胫腓骨剪切力以及股骨和胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力对于 AIS3+严重损伤风险影响低于老年组，另外发现股骨弯矩和剪切力对于 AIS3+严重损伤风险影响低于胫骨，但股骨中段皮质骨 Von Mises 应力对于 AIS3+严重损伤风险影响明显高于胫腓骨中段皮质骨。可以得出结论，对于下肢损伤的研究中，年龄对于下肢损伤的影响较大，老年组的损伤风险高于年轻组，具体体现在下肢损伤参数数值和风险曲线上，所以，在今后的研究中有必要考虑年龄因素对于下肢损伤的影响。

2.4 膝关节损伤分析

为了研究膝关节损伤参数对下肢 AIS3+严重损伤风险的影响，采用逻辑回归方法对所选样本建立膝关节弯矩行人下肢 AIS3+严重损伤风险之间的逻辑回归模型，置信度为 95%，逻辑回归分析结果见表 14。

表 14 膝关节逻辑回归分析结果

损伤参数		α	β	Wald	P	α/β
膝关节弯矩/ (N·m)	年轻组	15.38	0.065	7	0.007	236
	老年组	15.11	0.086	6.54	0.01	176

图 13 为年轻组和老年组的膝关节弯矩和下肢 AIS3+严重损伤风险的关系曲线，从图 13 中可以看出老年组的严重损伤风险概率要比年轻组要大，当年轻组和老年组的膝关节弯矩的 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时，对应得弯矩分别为 236 N·m 和 176 N·m，比 KAJZER 等^[45-47]的试验数据偏小。

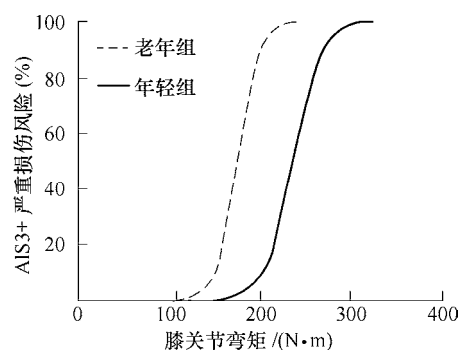


图 13 膝关节严重损伤风险曲线

根据选取的样本仿真得出的数据，如表 11、12 所示，年轻组和老年组的膝关节弯矩峰值随着样本速度变大而变大。图 14 显示了膝关节弯矩和样本速度的关系，从图 14 中可以发现，老年组和老年组的膝关节弯矩峰值随着样本速度变大而变大。速度为 40 km/h 时，年轻组和老年组的膝关节弯矩分别为 238 N·m 和 178 N·m，比 KAJZER 等^[45-47]的试验数据 40 km/h 时弯矩为 331±79 N·m 偏小。

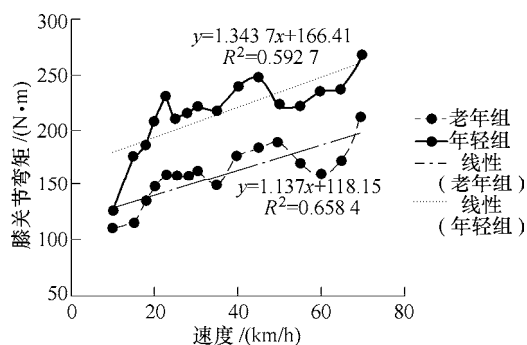


图 14 膝关节弯矩和速度的关系

图 15 显示了老年组和年轻组样本的弯曲角度最大值和最小值的范围，可以发现弯曲角度峰值随着样本速度增大而增大，老年组弯曲角度增长速度比年轻组要大，年轻组弯曲角度峰值在 4°~36°，老年组弯曲角度峰值在 9°~39°，明显年轻组低于老年组。

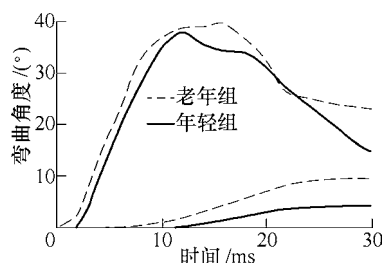


图 15 年轻组和老年组弯曲角度和时间关系

图 16 显示了老年组和年轻组样本的剪切位移的范围，老年组的剪切位移增长趋势和峰值都要比年轻组大，年轻组剪切位移峰值在 1.19~20.4 mm，老年组剪切位移峰值在 2.9~22 mm，随着年龄的增

长, 由于人体骨骼的失效应变和应力逐渐减小, 导致老年组的弯曲角度和剪切位移都要比年轻组大, 这也说明老年组面临更高的损伤风险。

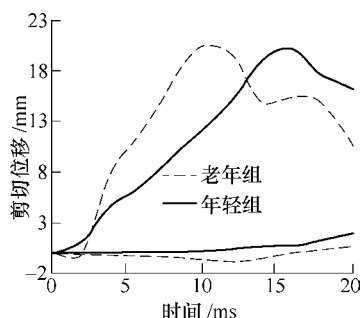


图 16 年轻组和老年组剪切位移和时间关系

3 讨论

行人作为道路的弱势群体, 往往因为没有外部保护措施而受到更高的伤害, 本文采用 CIDAS 数据库真实案例, 对 232 例行人案例来进行分析, 将年龄分为 8 组, 损伤分为轻伤组(AIS0~2)和重伤组(AIS3+)两组, 对所选样本通过逻辑回归分析得到, 年轻组 30~40 岁和老年组 60~70 岁损伤风险最高, 接下来考虑年轻组和老年组对下肢损伤的影响。

本文严格按照样本选取标准对年轻组和老年组分别选取 16 个真实行人案例进行事故重建, 确定事故的相对碰撞速度、行人相对于车头的角度 θ 、以及下肢和车辆的相对碰撞位置等边界和加载条件, 为了确保事故重建的准确性, 对比了车辆最终位置, 行人碰撞点, 行人伤害记录是否与现场调查基本相同, 如表 1~3 所示。

本文中下肢和轿车有限元模型都经过验证^[29, 34], 将边界和加载条件导入到有限元模型中仿真, 由于随着年龄的变化, 不同年龄段的下肢长骨几何形状以及材料参数都会相应地变化, 利用 Hypermesh 软件的 Hypermorph 模块可在现有的模型基础上, 对长骨缩放来获得不同年龄段的长骨模型, 并根据事故中行人的身高和体重来缩放下肢有限元模型的尺寸和重量, 以此提高仿真的准确性。

本文建立了行人下肢和车头碰撞模型, 将年轻组和老年组 16 个行人案例导入有限元模型后, 通过仿真导出的损伤参数可以发现, 股骨远心端和胫骨近心端的弯矩值都要低于股骨和胫骨骨干弯矩, 胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力要大于股骨中段皮质骨 Von Mises 应力, 老年组的膝关节弯矩和长骨损伤参数值都要低于年轻组, 可以说明年龄对于下肢损伤具有较大影响, 且老年组具有较高损伤风险。

本文利用真实案例与具有生物特征的下肢有限元模型结合, 并利用逻辑回归方法构建风险曲线, 当 AIS3+严重损伤风险概率为 50%时, 年轻组对应得股骨骨干、股骨远心端、胫骨骨干、胫骨近心端、腓骨弯矩分别为 356 N·m、330 N·m、292 N·m、268 N·m、26 N·m; 老年组对应得股骨骨干、股骨远心端弯矩分别为 323 N·m、280 N·m、232 N·m、211 N·m、23 N·m; 年轻组对应得股骨、胫骨剪切力分别为 3.57 kN、3.08 kN, 老年组对应的股骨、胫骨剪切力分别为 3 kN、2.56 kN; 年轻组对应得股骨、胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力分别为 105 MPa 和 134 MPa, 老年组的股骨、胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力分别为 95 MPa 和 105 MPa, 从此可以看出老年组的耐受极限均小于年轻组。

这些试验数据与 KERRIGAN 等^[36]试验测量结果股骨弯矩 $412 \text{ N}\cdot\text{m} \pm 102 \text{ N}\cdot\text{m}$ 和胫骨弯矩结果 $(310 \text{ N}\cdot\text{m} \pm 50 \text{ N}\cdot\text{m})$ 是吻合的; 另外, 仿真结果与 MARTENS 等^[37] $(373 \text{ N}\cdot\text{m} \pm 84 \text{ N}\cdot\text{m})$ 和 KRESS 等^[38] 试验测量的股骨弯矩为 $(320 \text{ N}\cdot\text{m})$ 和股骨剪切力 $(3 \sim 10 \text{ kN})$ 也是吻合; 符合 NYQUIST 等^[41] 试验测量的胫骨弯矩 $(317 \text{ N}\cdot\text{m} \pm 88 \text{ N}\cdot\text{m})$ 和胫骨撞击力 $(4.7 \pm 1.4) \text{ kN}$ 的范围; 与 LEVINE^[43] 试验中测量的弯矩耐受限度 $27 \text{ N}\cdot\text{m}$ (男) 一致; 长骨的 Von Mises 失效应力在 $(100 \sim 125 \text{ MPa})$ 范围内^[44], 但与 MO 等^[42] 对胫骨骨干测试数据为 $339 \text{ N}\cdot\text{m}$ 相比, 低了 13.8%, 在正常误差范围内。

当 AIS3+严重损伤风险概率为 50%时, 长骨骨干弯矩峰值大于近心端或远心端, 这与 KERRIGAN 等^[36] 和 IVARSSOND 等^[40] 的研究发现一致, 他们指出长骨耐受限度随着骨折部位的变化而变化, 股骨和胫骨骨干骨折弯矩要大于近心端或远心端 1/3 处的骨折弯矩。

年轻组和老年组的膝关节弯矩和弯曲角度峰值随着样本速度增大而增大, 老年组弯曲角度增长较快, 年轻组弯曲角度峰值在 $4^\circ \sim 36^\circ$, 老年组弯曲角度峰值在 $9^\circ \sim 39^\circ$, 老年组的剪切位移增长趋势和峰值都要比年轻组大, 年轻组剪切位移峰值在 $1.19 \sim 20.4 \text{ mm}$, 老年组剪切位移峰值在 $2.9 \sim 22 \text{ mm}$ 。

严重损伤风险概率为 50%时, 年轻组和老年组对应得弯矩分别为 $236 \text{ N}\cdot\text{m}$ 和 $176 \text{ N}\cdot\text{m}$, 比 KAJZER 等^[45-47] 在低速 20 km/h 试验下测的 $307 \pm 147 \text{ N}\cdot\text{m}$ 和在高速 40 km/h 下测的 $331 \pm 79 \text{ N}\cdot\text{m}$ 的试验数据偏小, 这由于其在试验中计算膝关节处的弯矩时并没有考虑人体组织惯性对膝关节弯矩造成的影响, 以及本文中的行人下肢模型膝关节简化了韧带之间的连接, 没有考虑上身对下肢的牵引作用, 以及性别

对于损伤的影响,这也是造成数据偏小的原因,所以接下来还需要细化其解剖学结构,以求达到更高的生物逼真度,以及进一步研究行人性别和不同车型对行人下肢损伤的影响是很有必要的。

随着年龄变大,人体骨骼的失效应变和应力逐渐减小,人体骨骼耐受限度逐渐降低,老年组和年轻组与乘用轿车碰撞时,从下肢损伤参数的风险曲线可以看出,年轻组的 AIS3+严重损伤风险概率要低于老年组,这说明老年组损伤风险更高,为了使仿真结果更具有说服力,本文用真实案例和有限元模型仿真结合代替了试验成本高的生物试验,为下肢损伤评估指标提供参考。

4 结论

基于 CIDAS 数据库中的 232 例真实行人案例,本文对选取的行人案例进行事故重建,采用逻辑回归方法讨论下肢损伤参数与下肢 AIS3+严重损伤程度的相关性,通过研究,得到以下结论。

(1) 通过所选样本分析发现,年龄因素和下肢 AIS3+严重损伤有较大关系,其中年轻组 30~40 岁,和老年组 60~70 岁最为显著。

(2) 膝关节弯曲角度峰值随着样本速度增大而增大,老年组弯曲角度增长速度比年轻组要大,年轻组弯曲角度峰值在 $4^{\circ}\sim 36^{\circ}$,老年组弯曲角度峰值在 $9^{\circ}\sim 39^{\circ}$,明显年轻组低于老年组。老年组的剪切位移增长趋势和峰值都要比年轻组大,年轻组剪切位移峰值在 1.19~20.4 mm,老年组剪切位移峰值在 2.9~22 mm,随着年龄的增长,由于人体骨骼的失效应变和应力逐渐减小,导致老年组的弯曲角度和剪切位移都要比年轻组大,这也说明老年组面临更高的损伤风险。

(3) 当 AIS3+严重损伤风险概率为 50% 时,年轻组对应的股骨干、股骨远心端、胫骨干、胫骨近心端、腓骨弯矩分别为 356 N·m、330 N·m、292 N·m、268 N·m、26 N·m;老年组对应得股骨干、股骨远心端弯矩分别为 323 N·m、280 N·m、232 N·m、211 N·m、23 N·m;年轻组对应得股骨、胫骨剪切力分别为 3.57 kN、3.08 kN,老年组对应的股骨、胫骨剪切力分别为 3 kN、2.56 kN;年轻组对应得股骨、胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力分别为 105 MPa 和 134 MPa,老年组的股骨、胫腓骨中段皮质骨 Von Mises 应力分别为 95 MPa 和 105 MPa,年轻组和老年组的膝关节弯矩分别为 236 N·m 和 176 N·m,从此可以看出老年组的耐受极限均小于年轻组,老年组的膝关节弯矩和长骨损伤参数值都要

低于年轻组,可以说明年龄对于下肢损伤具有较大影响,且老年组具有较高损伤风险,年龄越大,严重损伤风险越高,本文的研究结果可为具有年龄差异的行人下肢损伤评估指标的设定提供参考。

参 考 文 献

- [1] WHO. Global report of road safety[EB/OL]. 2015. http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_safety_status/2015/zh/.
- [2] OTTE D, JÄNSCH M, HAASPER C. Injury protection and accident causation parameters for vulnerable road users based on GIDAS[J]. Accident Analysis and Prevention, 2012, 44: 149-153.
- [3] 胡林, 程启寅, 黄晶, 等. 轿车-自行车事故中骑车人头部损伤的影响因素研究[J]. 汽车工程, 2018, 40(11): 44-51.
HU Lin, CHENG Qiying, HUANG Jin, et al. A study on the influencing factors of cyclist's head injury in car-bicycle accidents[J]. Automotive Engineering, 2018, 40(11): 44-51.
- [4] 胡林, 方胜勇, 陈强. 基于正交实验的汽车一两轮车碰撞事故再现的参数影响研究[J]. 汽车工程, 2016, 38(5): 567-573.
HU Lin, FANG Shengyong, CHEN Qiang. A research on the parameter influences of the accident reconstruction for a car-motorcycle collision based on orthogonal experiments[J]. Automotive Engineering, 2016, 38(5): 567-573.
- [5] 胡林, 易平, 黄晶, 等. 基于真实事故案例的自动紧急制动系统两轮车测试场景研究[J]. 汽车工程, 2018, 40(12): 1435-1446.
HU Lin, YI Ping, HUANG Jing, et al. Reconstruction and analysis of the vehicle-pedestrian crash accidents based on human injury characters[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 46(12): 1435-1446.
- [6] 公安部. 中华人民共和国道路交通事故统计年报(2016 年度)[R]. 北京: 公安部交通管理局, 2016.
Ministry of Public Security. Statistical annual report on road traffic accidents of the People's Republic of China(2016)[R]. Beijing: Ministry of Public Security Traffic Management Bureau, 2016.
- [7] 周和超, 徐世洲, 詹军, 等. 基于有限元和刚体动力学联合仿真技术的列车碰撞爬车现象研究[J]. 机械工程学, 2017, 53(12): 166-171.
ZHOU Hechao, XU Shizhou, ZHAN Jun, et al. Research on the overriding phenomenon during train collision based on FEM and MBS joint simulation[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2017, 53(12): 166-171.
- [8] 吕晓江, 谷先广, 王国荣, 等. 基于组合近似模型的可

- 靠性优化方法在行人柔性腿型碰撞中应用研究[J]. 机械工程学报, 2016, 52(10): 142-149.
- LÜ Xiaojiang, GU Xianguang, WANG Guorong, et al. Reliability optimization on pedestrian flexible legform impact based on ensemble of metamodel[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2016, 52(10): 142-149.
- [9] 胡林, 戴兴兴, 黄晶, 等. 轿车-行人碰撞事故再现模型参数敏感性研究[J]. 汽车工程, 2017, 39(2): 159-167.
- HU Lin, DAI Xingxing, HUANG Jing, et al. A study on parameter sensitivity in accident reconstruction model for car-pedestrian crash[J]. Automotive Engineering, 2017, 39(2): 159-167.
- [10] MIZUNO Y, ISHIKAWA H. Summary of IHRA pedestrian safety working group activities proposed test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars[C]//The Council of 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Washington, D.C: Proceedings - 19th International Technical Conference, June 6-9, 2005: 15.
- [11] UNTAROIU C, DARVISH K, CRANDALL J, et al. A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts[J]. Stapp. Car Crash J., 2005, 49: 157-181.
- [12] 张冠军, 魏巍, 曹立波, 等. 行人下肢有限元模型的建立与验证研究[J]. 湖南大学学报, 2015, 42(2): 48-54.
- ZHANG Guanjun, WEI Wei, CAO Libo, et al. Development and validation of finite element models for the lower limb of pedestrians[J]. Journal of Hunan University, 2015, 42(2): 48-54.
- [13] HAN Yong, YANG J K. Virtual reconstruction of long bone fracture in car-to-pedestrian collisions using multi-body system and finite element method[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2011, 24(6): 1045-1055.
- [14] TAKAHASHI Y, ASANUMA H, IMAIZUMI I. Effectiveness of a test procedure for pedestrian lower limb protection in pedestrians of various sizes[C]//International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI). Malaga, Spain: 2016 IRCOBI Conference Proceedings, Oct 17, 2016: 16-99.
- [15] KUNITOMI S, YAMAMOTO Y, KATO R, et al. The development of the lower extremity of a human FE model and the influence of anatomical detailed modelling in vehicle-to-pedestrian impacts[C]//International Research Council on Biomechanics of Injury(IRCOBI). Antwerp, Belgium: 2017 IRCOBI Conference Proceedings, Oct. 21 2017, 17-62.
- [16] MO F, ARNOUX P J, AVALLE M, et al. Incidences of various passenger vehicle front-end designs on pedestrian lower limb injuries[J]. International Journal of Crashworthiness, 2015, 20(4): 337-347.
- [17] SCATTINA A, MO F, MASSON C, et al. Analysis of the influence of passenger vehicles front-end design on pedestrian lower extremity injuries by means of the LLMS model[J]. Traffic Injury Prevention, 2018, 19(5): 535-541.
- [18] 胡林, 程启寅, 黄晶, 等. 自行车座椅高度对事故中骑车人动力学响应的影响[J]. 机械工程学报, 2018, 54(21): 95-103.
- HU Lin, CHENG Qiyin, HUANG Jing, et al. Research on the effect of seat height on cyclists' dynamics response in vehicle-bicycle accident[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(21): 95-103.
- [19] TANG J, ZHOU Q, NIE B, et al. Influence of pre-impact pedestrian posture on lower extremity kinematics in vehicle collisions[J]. SAE International Journal of Transportation Safety, 2016, 4(2): 278-288.
- [20] LI Guibing, YANG Jikuang, SIMMS Ciaran. The influence of gait stance on pedestrian lower limb injury risk[J]. Accident Analysis and Prevention, 2015, 85: 83-92.
- [21] 蒋阳, 黄海波. 人车碰撞中行人损伤影响因素研究[J]. 中国安全科学学报, 2017, 27(3): 95-99.
- JIANG Yang, HUANG Haibo. A study on multiple factors affecting pedestrian injury in pedestrian-car collision accident[J]. China Safety Science Journal, 2017, 27(3): 95-99.
- [22] MATSUI Y. Effects of vehicle bumper height and impact velocity on type of lower extremity injury in vehicle-pedestrian accidents[J]. Accident Analysis and Prevention, 2005, 37(4): 633-640.
- [23] ZHANG G, CAO L, HU J, et al. A field data analysis of risk factors affecting the injury risks in vehicle-to-pedestrian crashes[J]. Annals of Advances in Automotive Medicine, 2008, 52: 199-214.
- [24] WANG Bingyu, YANG Jikuang, OTTE D, et al. Pedestrian lower extremity injury risk in car-pedestrian collisions[J]. Journal of Vibration and Shock, 2016, 35(23): 1-5.
- [25] WANG B, NIE J, DIETMAR O, et al. Effects of impact speeds and pedestrian ages on lower extremity serious injury risk[J]. Journal of Automotive Safety & Energy, 2018, 9(1): 25-31.
- [26] 黄伟. 行人和乘员下肢生物力学损伤分析与应用[D]. 广州: 华南理工大学, 2016.
- HUANG Wei. Analysis and application on injury biomechanics of lower extremity for pedestrian and occupant[D]. Guangzhou: South China University of

- Technology, 2016.
- [27] KLEIN K F, HU J, REED M P, et al. Validation of a parametric finite element human femur model[J]. *Journal of Crash Prevention & Injury Control*, 2017, 18(4): 420-426.
- [28] 龙永程. 年龄因素对行人下肢有限元建模及损伤的影响研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2016.
- LONG Yongcheng. Study on the effect of age on pedestrian lower extremity FE modeling and injury[D]. Changsha: Hunan University, 2016.
- [29] HUANG J, LONG Y, YAN Y, et al. Development and validation of an age-specific lower extremity finite element model for simulating pedestrian accidents[J]. *Applied Bionics & Biomechanics*, 2018(5): 1-12.
- [30] QUAPP K M, WEISS J A. Material characterization of human medial collateral ligament[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1998, 120(6): 757.
- [31] WEAVER A A, SCHOELL S L, NGUYEN C M, et al. Morphometric analysis of variation in the sternum with sex and age[J]. *Journal of Morphology*, 2014, 275(11): 246-261.
- [32] GEORGE D, MALLERY P. IBM SPSS statistics 23 step by step: A simple guide and reference[M]. New York and London: Routledge Press, 2016.
- [33] 王丙雨. 基于真实行人交通事故的人体下肢损伤生物力学有限元分析研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2016.
- WANG Bingyu. Finite element analysis and research of human lower extremity injury biomechanics based on real pedestrian traffic accidents[D]. Changsha: Hunan University, 2016.
- [34] 杨济匡. 汽车与行人碰撞中的损伤生物力学研究概览[J]. *汽车工程学报*, 2011, 1(3): 81-93.
- YANG Jikuang. Overview of research on injury biomechanics in car-pedestrian collisions[J]. *Chinese Journal of Automotive Engineering*, 2011, 1(3): 81-93.
- [35] 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*, 2011, 41(1): 6-11.
- HAN Yong, YANG Jikuang, LI Fan, et al. Finite element analysis of lower extremity fractures in vehicle-pedestrian collision[J]. *Journal of Jilin University*, 2011, 41(1): 6-11.
- [36] KERRIGAN J R, BHALLA K S, MADELEY N J, et al. Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria[C/CD]// SAE 2003 World Congress & Exhibition, University of Virginia Center for Applied Biomechanics. SAE 2003-01-0895, 2003.
- [37] MARTENS M, VAN A R, DE M P, et al. Mechanical behaviour of femoral bones in bending loading[J]. *Journal of Biomechanics*, 1986, 19(6): 443-454.
- [38] KRESS T A, SNIDER J N, PORTA D J. Human femur response to impact loading[C]// IRCOBI (International Research Council on the Biokinetics of Impacts). Eindhoven, The Netherlands: September 8-9-10, 1993: 93-104.
- [39] 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.
- [40] IVARSSON B J, KERRIGAN J R, LESSLEY D J, et al. Dynamic response corridors of the human thigh and leg in non-midpoint three-point bending[R]. SAE, 2005-01-0305, 2005.
- [41] NYQUIST G W. Facial impact tolerance and response[C]// Proc of 30th Stapp Car Crash Conference. Society of Automotive Engineers. San Diego, CA: October 27-29, 1986: 3-11.
- [42] MO F, ARNOUX P J, JURE J J, et al. Injury tolerance of tibia for the vehicle-pedestrian impact[J]. *Accident Analysis & Prevention*, 2012, 46: 18-25.
- [43] LEVINE R. Injury to the extremities[M]. New York: Springer, 1993.
- [44] KOJI M, KEI N, JANUSZ K. Finite element analysis of pedestrian knee injuries from various impacts[C]// International Forum of Automotive Traffic Safety. Changsha: January 10-13, 2002: 45-48.
- [45] KAJZER J, CAVALLERO C, GHANOUCI S, et al. Response of the knee joint in lateral impact: Effect of shearing loads[C]// IRCOBI (International Research Council on the Biokinetics of Impacts). Bron, France: Sept. 12-14, 1990: 293-304.
- [46] KAJZER J, CAVALLERO C, BONNOIT J, et al. Response of the knee joint in lateral impact: Effect of bending moment[C]// IRCOBI (International Research Council on the Biokinetics of Impacts). Eindhoven, the Netherlands: Sept. 12-14, 1993: 105-116.
- [47] KAJZER J, SCHROEDER G, ISHIKAWA H, et al. Shearing and bending effects at the knee joint at high speed lateral loading[J]. *Stapp. Car Crash J.*, 1997, 41: 151-165.
-
- 作者简介: 胡林, 男, 1978 年出生, 教授, 博士研究生导师, 湖南省“芙蓉学者”, 湖南省杰出青年基金获得者。主要研究方向为车辆动力学控制与智能化、交通事故深入调查及预防。
E-mail: hulin@csust.edu.cn
- 黄晶(通信作者), 女, 1980 年出生, 博士, 副教授, 硕士研究生导师。主要研究方向为车辆与交通安全、损伤生物力学、智能驾驶。
E-mail: huangjing926@hnu.edu.cn