

# Analysis of Head and Lower Extremity Injuries of the 5<sup>th</sup> Percentile Chinese Female Pedestrian in Different Angle Collisions

Haiyan LI<sup>1,2</sup>, Hongqian ZHAO<sup>1,2</sup>, Lijuan HE<sup>1,2</sup>, Shihai CUI<sup>1,2</sup>, Wenle LV<sup>1,2</sup>, Shijie RUAN<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin, China

<sup>2</sup>International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin, China

Email: lihaiyan@tust.edu.cn

**Abstract:** An injury bionic model of 5<sup>th</sup> percentile female pedestrian, exhibiting the anatomical structures and anthropometry of the Chinese human body, was utilized to simulate the pedestrian-car collision from four crash angles. The injury mechanisms of the head and lower extremity of small-size female pedestrian were analyzed. The results indicated that the injuries of the pedestrian withstanding the side crash were lower than the crash from the face and back. The lower limb injuries from facing crash were severe compared to other three crash directions; however, the head injuries from the back crash were severe. Furthermore, the rotational motion of the head significantly affects head injuries in side crash. This study presents valuable data for the research and development of pedestrian protection devices. It provides the theoretical underpinning for optimizing safety performance evaluation methods of pedestrian-car collisions and treating pedestrian injuries in traffic accidents.

**Keywords:** pedestrian collision protection; pedestrian-car collision; collision angle; the 5<sup>th</sup> percentile female; injury bionic model

## 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

李海岩<sup>1,2</sup>, 赵洪乾<sup>1,2</sup>, 贺丽娟<sup>1,2</sup>, 崔世海<sup>1,2</sup>, 吕文乐<sup>1,2</sup>, 阮世捷<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>天津科技大学机械工程学院, 天津, 中国, 300222

<sup>2</sup>现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津, 中国, 300222

Email: lihaiyan@tust.edu.cn

**摘 要:** 应用符合中国人体特征且具有详细解剖学结构的第五百分位女性行人损伤仿生模型, 设置 4 组不同碰撞角度行人-轿车碰撞仿真试验, 探究不同人-车碰撞角度下中国小身材女性行人头部及下肢损伤机理。结果表明, 行人受到侧面撞击时, 头部及下肢损伤风险要低于正面和背面碰撞。正面碰撞时下肢损伤最为严重, 背面碰撞时头部损伤最为严重。此外, 行人在受到侧面撞击时头部损伤会受到头部旋转运动的显著影响。本研究为汽车行人保护装置的研发提供参考数据, 为汽车行人保护安全性能测评方法优化和交通事故中行人伤者救治提供理论支持。

**关键词:** 行人碰撞保护; 人-车碰撞; 碰撞角度; 小身材女性; 损伤仿生模型

## 1 引言

世界卫生组织发布的《全球道路安全状况报告》显示，每年约有 135 万人死于道路交通伤害，这其中行人的比例占到 23%<sup>[1]</sup>。在我国，这一比例要高于全球平均水平，为 27.9%<sup>[2]</sup>。行人作为弱势道路使用者应该受到更多关注。我国将于 2024 年 7 月 1 日起正式实施《汽车对行人的碰撞保护》国家强制性标准，提升了车辆对行人碰撞保护的设计要求。

在真实的人-车碰撞交通事故中，人-车碰撞角度各有不同，碰撞角度的差异会影响行人直接受撞位置和受撞后的运动学响应进而对行人损伤产生影响。曹军帅等<sup>[3]</sup>利用按照中国第五百分位男性尺寸缩放的混III假人有限元模型开展了人-车碰撞角度对行人损伤影响研究，通过对头部、胸部及膝关节加速度进行分析，发现行人从背后受到车辆撞击时损伤最为严重。Liu 等<sup>[4]</sup>应用 THUMS (Total Human Model for Safety) 第五百分位男性行人站姿模型开展了行人胸部在不同角度人-车碰撞中的损伤研究，通过分析各组试验中行人胸部粘性指数和肋骨 von Mises 应力发现，行人正面受到车辆撞击时胸部软组织损伤风险更大，而受到侧面撞击时肋骨骨折风险更大。李海岩等<sup>[5-6]</sup>应用 6 岁儿童行人走姿损伤仿生模型开展了不同人-车碰撞角度对儿童行人头部及下肢损伤影响研究，结果发现，儿童行人受到背后车辆撞击时头部损伤风险最高，但下肢受到伤害最小；儿童行人在受到来自侧面的撞击时头部损伤风险相对较低。然而，在已有的研究中，针对小身材女性行人开展的人-车碰撞角度对行人损伤影响研究较少，同时有研究表明，在人-车碰撞中行人身高对行人损伤影响巨大<sup>[7]</sup>。因此，进一步深入对小身材女性行人损伤机理的研究十分必要。

人-车碰撞交通事故中，行人的头部和下肢是最易受伤的部位<sup>[8]</sup>。因此，本研究基于现代汽车安全技术国际联合研究中心开发的中国小身材女性行人损伤仿生模型开展 4 种碰撞角度下行人-轿车碰撞仿真试验，深度分析小身材女性行人在不同角度行人-轿车碰撞中头部及下肢损伤机理，为汽车行人保护装置的研发提供参考数据，为汽车行人保护安全性能测评方法优化和交通事故中行人伤者临床救治提供理论支持。

## 2 方法

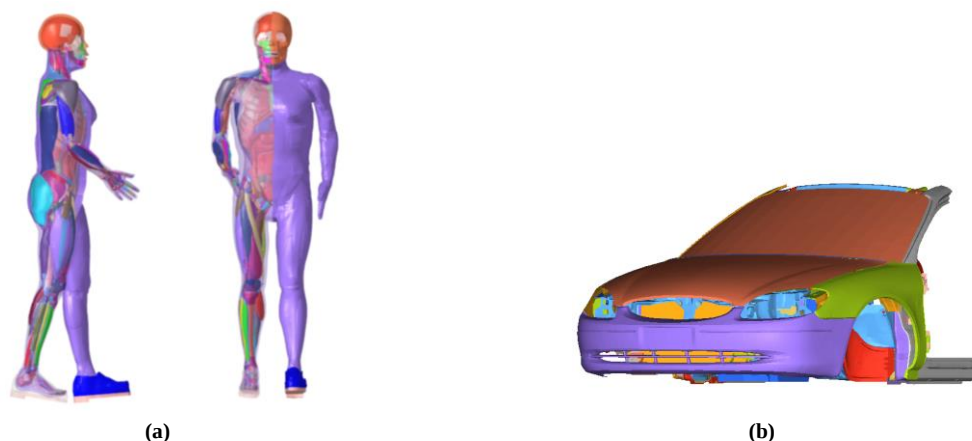
现代汽车安全技术国际联合研究中心基于一位符合中国标准化研究院最新人体尺寸统计数据的中国第五百分位女性志愿者 CT 影像数据开发了中国第五百分位女性行人损伤仿生模型，分别构建了头部、颈部、胸腹部及四肢的有限元模型后连接为整人站姿模型。参考尸体试验或志愿者试验设置，开展仿真试验，对模型进行了局部及全身水平的有效性验证<sup>[9-13]</sup>，如表 1 所示。模型身高 151cm，体重 50.3kg，包含详细的脑组织、内脏器官、骨骼、肌肉、韧带、脂肪、皮肤等组织结构。为了保证模型的生物逼真度和仿真试验稳定性，对脑组织、内脏器官、松质骨、肌肉、脂肪等结构采用六面体单元建模；对密质骨、韧带、皮肤等结构采用壳单元建模。组织结构间采用共节点与设置单面接触的方式进行连接。模型总计约 91 万个节点和 117 万个单元。由于目前国内还没有系统的行人生物力学计算模型仿真试验标准，参考 Euro NCAP 行人模型认证技术报告中第五百分位女性行人走姿模型姿态定义参数标准，调整站姿模型相关关节角度获得中国第五百分位女性行人走姿损伤仿生模型，如图 1(a)所示。本研究采用的轿车有限元模型来自美国国家碰撞分析中心汽车模型数据库，该款车型通过了模型的有效性验证<sup>[23]</sup>。为了提高计算效率，对轿车有限元模型进行简化处理，仅保留与行人碰撞相关的汽车前端结构部件，同时增加质量点保证简化后的轿车模型与原模型质量相同，简化后的轿车模型如图 1(b)所示。

使用 LS-Dyna 软件开展中国小身材女性行人与轿车碰撞仿真试验。参考 C-NCAP (2021 年版) 中行人保护测试项目规定<sup>[24]</sup>，本研究各组试验中设定轿车车速为 40km/h。行人与轿车间摩擦系数设置为 0.3，行人鞋子与地面摩擦系数设置为 0.58<sup>[25]</sup>。仿真试验在重力场中进行，行人初始位置在不与轿车发生接触的同时尽可能靠近轿车，行人头部质心位于轿车纵向中心线上。本研究中定义 0°碰撞为轿车撞击行人右侧；90°碰撞为轿车撞击行人正面；180°碰撞为轿车撞击行人左侧；270°碰撞为轿车撞击行人背面。仿真试验初始状态如图 2。

**Table 1. Validation simulation tests of the Chinese 5<sup>th</sup> percentile female pedestrian injury bionic model**

**表 1. 中国小身材女性行人损伤仿生模型验证仿真试验**

| 验证部位 | 试验名称         | 试验样本 | 参考文献                   | 模型验证                    |
|------|--------------|------|------------------------|-------------------------|
| 头部   | 撞锤撞击前额试验     | 尸体   | Nahum et al. [14]      | 阮世捷等 <sup>[9]</sup>     |
|      | 泡沫冲击面部试验     | 尸体   | Trosseille et al. [15] |                         |
| 颈部   | 志愿者后碰撞试验     | 志愿者  | Davidsson et al. [16]  | 李海岩等 <sup>[10]</sup>    |
|      | 志愿者台车试验      | 志愿者  | Arbogast et al. [17]   |                         |
| 胸腹部  | 胸部正面撞锤冲击试验   | 尸体   | Kroell et al. [18]     | 李海岩等 <sup>[11-12]</sup> |
|      | 腹部正面棒击试验     | 尸体   | Cavanaugh et al. [19]  |                         |
|      | 胸腹部侧面撞锤冲击试验  | 尸体   | Vinao et al. [20]      |                         |
| 下肢   | 大腿小腿动态三点弯曲试验 | 尸体   | Kerrigan et al. [21]   | 阮世捷等 <sup>[13]</sup>    |
|      | 下肢整体剪切弯曲试验   | 尸体   | Kajzer et al. [22]     |                         |



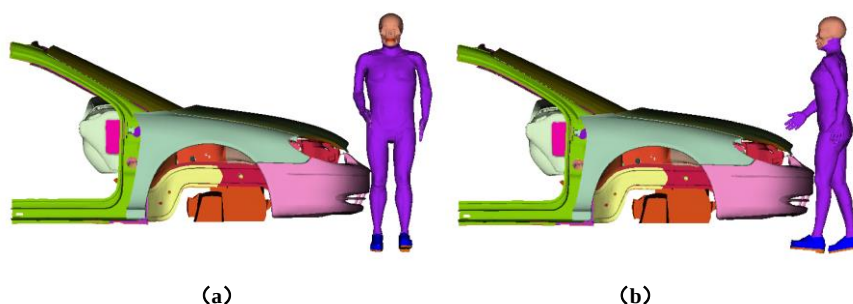
**Figure 1. (a) Chinese 5<sup>th</sup> percentile female pedestrian injury bionic model (walking posture), (b) Simplified car model**

**图 1. (a)中国小身材女性行人走姿损伤仿生模型, (b)简化轿车模型**

### 3 结果

#### 3.1 行人碰撞运动学响应

4 组仿真试验中中国小身材女性行人在碰撞过程中前 200ms 的运动学响应如图 3 所示。4 组试验中, 轿车保险杠均会首先撞击行人膝关节区域, 之后轿车扰流板会撞击行人小腿, 随着碰撞的进一步进行, 行人向车辆一侧倾倒, 行人的大腿、上躯干及上肢、头部依次与轿车发动机盖发生碰撞, 最后行人被轿车弹开。碰撞角度为 0°和 180°的仿真试验中, 行人向轿车一侧做侧向弯曲运动, 肩部与车辆碰撞后, 头部相对颈部旋转最后颞部与轿车相撞。由于摆臂位置的差异, 行人最终被轿车弹开时姿态有所不同。碰撞角度为 90°的仿真试验中, 行人向轿车一侧做前屈运动, 胸腹部与车辆碰撞后, 头部前额与发动机盖相撞。碰撞角度为 270°的仿真试验中, 行人向轿车一侧做后仰运动, 背部与车辆碰撞后, 头部绕颈部做拉伸运动, 随后头枕部与发动机盖发生碰撞。



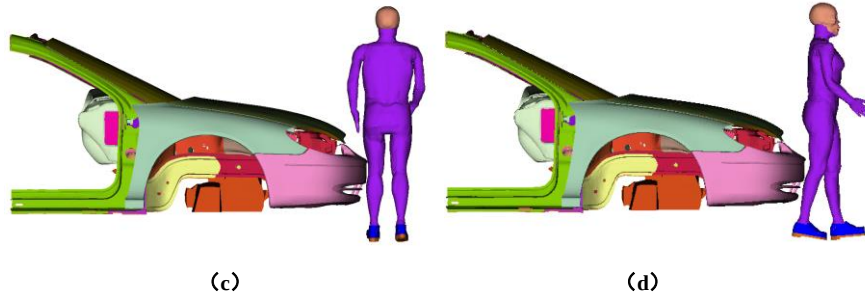


Figure 2. Test of pedestrian-car collisions at different crash angles (a) 0° collision, (b) 90° collision, (c) 180° collision, (d) 270° collision

图 2. 不同碰撞角度下人-车碰撞试验 (a)0°碰撞, (b)90°碰撞, (c)180°碰撞, (d)270°碰撞

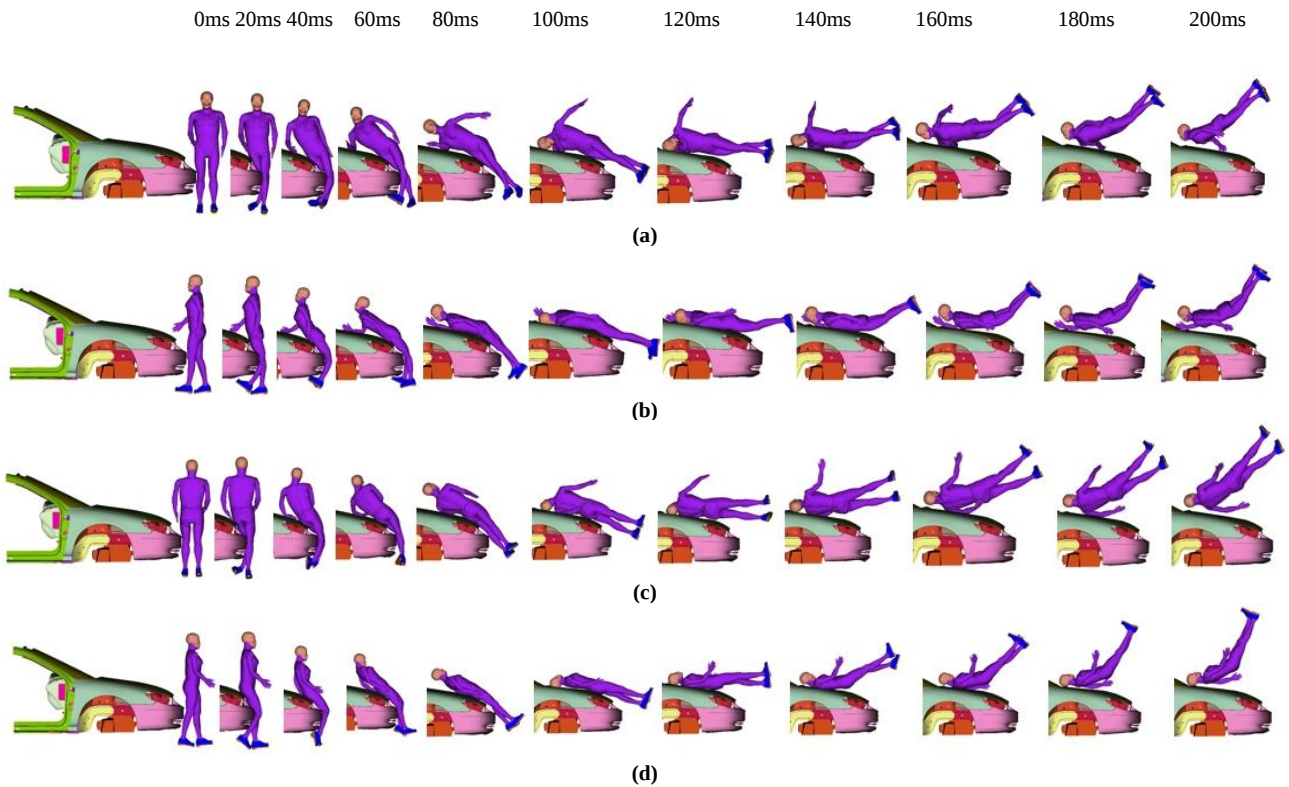


Figure 3. Pedestrian kinematic response in pedestrian-car collisions at different angles (a) 0° collision, (b) 90° collision, (c) 180° collision, (d) 270° collision

图 3. 不同角度人-车碰撞中行人运动学响应 (a)0°碰撞, (b)90°碰撞, (c)180°碰撞, (d)270°碰撞

### 3.2 行人头部损伤评估

4 组仿真试验中头部碰撞时间 HIT (Head Impact Time)、碰撞位置 WAD (Wap Around Distance)、头部损伤标准  $HIC_{15}$  (Head Injury Criterion)、头部旋转损伤指标 BrIc (Brain Injury Criteria) 如表 2 所示。HIT 为行人头部撞击到轿车时刻与行人-轿车首次接触时刻的差值。0°和 180°碰撞中 HIT 较为接近, 90°和 270°碰撞中 HIT 较为接近。WAD 为头部在发动机盖上的碰撞距离, 4 组仿真试验中 270°碰撞 WAD 最大。4 组试验中  $HIC_{15}$  和 BrIc 规律与上述 HIT 规律相似。在 C-NCAP (2021 年版) 行人头型测试中, 当  $HIC_{15}$  位于 [650,1000] 时, 该点得分率为 75%, 此时行人头部中度损伤;  $HIC_{15}$  位于 [1000,1350] 时, 该点得分率为 50%, 此时行人头部重伤, 但有存活的可能;  $HIC_{15}$  超过 1700 时, 该点不得分, 此时行人头部重伤, 基本没有存活的可能<sup>[26]</sup>。BrIc 可用来计算 AIS (Abbreviated Injury Scale) 4 级脑损伤发生概率<sup>[27]</sup>。根据 BrIc, 0°、90°、180°、270°碰撞中对应的行人 AIS4 级脑损伤发生概率分别为 96.5%、86.3%、97.1%和 92.6%。

Table 2. Head kinematic parameters at different collisions angles

表 2. 不同碰撞角度下头部运动学参数

| 参数                | 0°     | 90°    | 180°   | 270°   |
|-------------------|--------|--------|--------|--------|
| HIT/ms            | 94.6   | 87.7   | 94.1   | 87.1   |
| WAD/mm            | 1595.4 | 1580.7 | 1630.0 | 1678.0 |
| HIC <sub>15</sub> | 1017   | 2153   | 905    | 1717   |
| BrIc              | 1.841  | 1.534  | 1.881  | 1.688  |

4 组仿真试验中行人头部与轿车接触力如图 4 所示。行人受到来自侧面的轿车撞击时头部接触力要低于受到正面和背面撞击。4 组试验中在第一次峰值出现后均会在较短时间内出现第二次峰值，其原因是行人头部与发动机盖碰撞后，会将发动机盖向下压缩，之后行人头部会触及发动机盖内板。90°相较于 270°碰撞，行人头部与发动机盖内板碰撞更为剧烈，因此第二次峰值更高，第二次峰值出现时刻发动机盖内板 von Mises 应力云图和最大值如表 3 所示，云图中黑色圆圈标注区域为行人头部与发动机盖内板发生碰撞位置。0°和 90°碰撞中头部接触力第三次峰值出现的原因是头部在发动机盖上运动过程中与发动机盖后边缘发生了接触。270°碰撞中第三次峰值的出现则是由于行人在发动机盖上运动过程中出现了头部与发动机盖的二次碰撞。

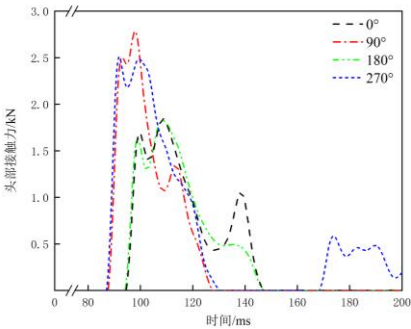
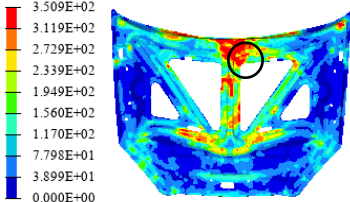
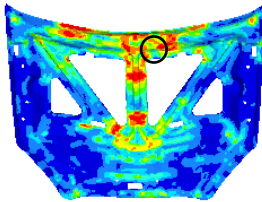


Figure 4. Head-car contact force

图 4. 头部接触力

Table 3. von Mises stress of the hood inner panel

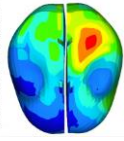
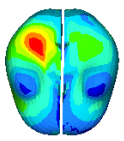
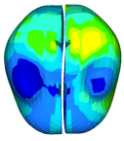
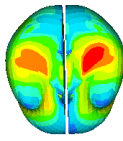
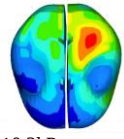
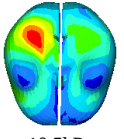
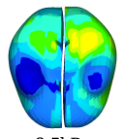
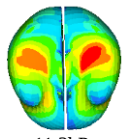
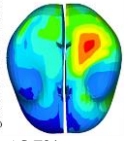
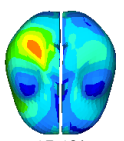
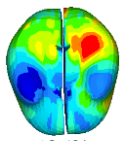
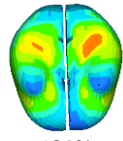
表 3. 发动机盖内板 von Mises 应力

| 碰撞角度                   | 90°                                                                                 | 270°                                                                                  |
|------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| 发动机盖内板 von Mises 应力云图  |  |  |
| 头部接触力第二次峰值出现时刻         | 97.9ms                                                                              | 99.5ms                                                                                |
| 发动机盖内板最大 von Mises 应力值 | 350.9MPa                                                                            | 340.8MPa                                                                              |

行人脑组织 von Mises 应力、剪切应力及最大主应变 MPS（Maximum Principal Strain）云图、最大值及损伤阈值如表 4 所示。4 组试验中，0°和 180°侧面碰撞中脑组织 von Mises 应力和剪切应力要小于正面及背面碰撞，然而 MPS 却相对较大。

Table 4. Biomechanical parameters of the head at different collision angles

表 4. 不同碰撞角度下头部生物力学参数

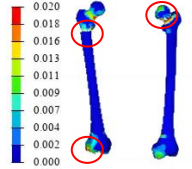
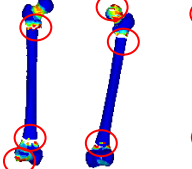
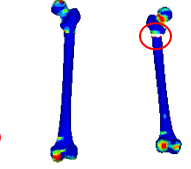
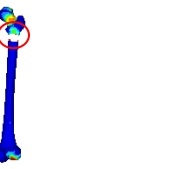
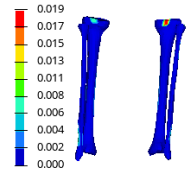
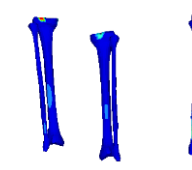
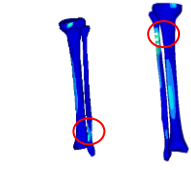
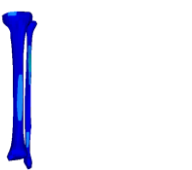
| 损伤指标         | 碰撞角度                                                                                         |                                                                                              |                                                                                              |                                                                                               | 损伤阈值                                                       |
|--------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------|
|              | 0°                                                                                           | 90°                                                                                          | 180°                                                                                         | 270°                                                                                          |                                                            |
| von Mises 应力 | <br>17.8kPa | <br>18.2kPa | <br>14.8kPa | <br>19.6kPa | 15kPa, 脑震荡 <sup>[28]</sup>                                 |
| 剪切应力         | <br>10.3kPa | <br>10.5kPa | <br>8.5kPa  | <br>11.3kPa | 7.8 kPa, 50%概率轻度脑创伤;<br>10 kPa, 80%概率轻度脑创伤 <sup>[29]</sup> |
| MPS          | <br>16.7%   | <br>15.1%   | <br>18.4%   | <br>16.2%   | 17.7%, 轻度脑创伤 <sup>[30]</sup>                               |

### 3.3 行人下肢损伤评估

#### 3.3.1 下肢长骨损伤评估

Table 5. Dense bone strain in the long bones of the lower extremity

表 5. 下肢长骨密质骨应变

| 损伤指标      | 碰撞角度                                                                                         |                                                                                              |                                                                                               |                                                                                                |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|
|           | 0°                                                                                           | 90°                                                                                          | 180°                                                                                          | 270°                                                                                           |
| 股骨应变云图    | <br>0.020 | <br>0.020 | <br>0.020 | <br>0.020 |
| 胫骨、腓骨应变云图 | <br>0.019 | <br>0.018 | <br>0.017 | <br>0.010 |

4 组仿真试验中行人股骨、胫骨和腓骨密质骨应变云图及最大值如表 5 所示。股骨体失效应变为 0.011，胫骨体失效应变为 0.008，腓骨体失效应变为 0.009，下肢长骨其他部位失效应变为 0.02<sup>[13]</sup>。从云图中可以看出，4 组仿真试验中股骨均出现骨折，90°碰撞中股骨损伤最为严重，发生骨折的位置包括左侧股骨臀肌粗隆、股骨髁及髁上和右侧股骨头、臀肌粗隆、股骨髁。0°碰撞中股骨骨折位置包括左侧股骨颈和右侧臀肌粗隆及股骨髁。270°碰撞中两侧股骨臀肌粗隆均发生骨折。180°碰撞中仅左腿股骨颈及股骨髁上骨折。此外，4 组仿真中未见胫骨骨折，但在 180°和 270°碰撞中分别出现了右腿腓骨体远心端和近心端的轻微骨折。

#### 3.3.2 膝关节损伤评估

4 组仿真试验中行人膝关节韧带断裂情况如表 6 所示。总体来看，0°碰撞中行人膝关节韧带损伤最为严重，

两腿内侧副韧带 MCL (Medial Collateral Ligament)、后交叉韧带 PCL(Posterior Cruciate Ligament)以及左腿外侧副韧带 LCL(Lateral Collateral Ligament)均发生断裂。180°碰撞中行人两腿膝关节韧带各有 2 条发生断裂。在 90°碰撞中行人仅右腿出现膝关节韧带损伤。

Table 6. Knee ligament injuries

表 6. 膝关节韧带损伤

| 碰撞角度    | 0°             | 90°            | 180°           | 270°           |
|---------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| 膝关节韧带损伤 | 5ms 右侧 MCL 断裂  | 36ms 右侧 PCL 断裂 | 5ms 左侧 MCL 断裂  | 13ms 右侧 MCL 断裂 |
|         | 8ms 右侧 PCL 断裂  | 40ms 右侧 MCL 断裂 | 15ms 左侧 PCL 断裂 | 20ms 左侧 MCL 断裂 |
|         | 22ms 左侧 LCL 断裂 |                | 22ms 右侧 LCL 断裂 | 21ms 左侧 LCL 断裂 |
|         | 24ms 左侧 PCL 断裂 |                | 25ms 右侧 MCL 断裂 |                |
|         | 26ms 左侧 MCL 断裂 |                |                |                |

4 组仿真试验中行人两侧膝关节弯曲角度变化量如表 7 所示。行人受到来自侧面的撞击时，撞击侧膝关节弯曲角度变化分别达到 61.8° (0°碰撞) 和 53.1° (180°碰撞)。行人受到背面撞击时两侧膝关节弯曲角度变化略大于正面撞击。

Table 7. Variation of knee joint bending angle

表 7. 膝关节弯曲角度变化量

| 角度变化量    | 0°    | 90°   | 180°  | 270°  |
|----------|-------|-------|-------|-------|
| 左膝关节弯曲角度 | 29.2° | 50.5° | 53.1° | 53.2° |
| 右膝关节弯曲角度 | 61.8° | 39.6° | 23.4° | 46.6° |

#### 4 讨论与分析

4 组仿真试验中，180°碰撞行人头部 HIC<sub>15</sub> 值最小，0°和 180°碰撞中 HIC<sub>15</sub> 在数值上仅为 90°和 270°碰撞的一半左右，然而 4 组试验 BrIc 和脑组织生物力学参数差异远不及 HIC<sub>15</sub> 明显。由于头部损伤受到线性载荷与旋转载荷的共同影响，由此可见仅凭 HIC<sub>15</sub> 难以评价头部旋转运动对头部损伤影响，利用 HIC<sub>15</sub> 来单独评价行人头部损伤局限性很大。综合 HIC<sub>15</sub>、BrIc 和头部生物力学指标，可以发现在行人侧面碰撞中头部损伤受到旋转运动影响十分显著。根据 4 组试验中行人头部接触力、HIC<sub>15</sub>、脑组织 von Mises 应力和剪切应力来看，侧面碰撞中头部损伤要低于正面及背面碰撞。然而 4 组试验中 BrIc 与 MPS 分布趋势却与上述结论存在差异。有研究表明，MPS 与 BrIc 二者间具有极大的相关性<sup>[27]</sup>。因此出现上述反常的原因是在侧面碰撞中，行人头部损伤受旋转运动影响很大，而在正面和背面碰撞中则相对较小。由此也说明，单凭头部线性运动指标或旋转运动指标均难以对头部损伤做出真实全面的评价。同时，行人在受到轿车来自两侧的撞击时，HIT 要滞后于行人受到正面及背面撞击 7ms，因此在设计和测评主动弹起式机罩系统展开时间时要考虑真实事故中人-车碰撞角度对 HIT 的影响。关于 WAD, 4 组试验中最大的 270°碰撞相较最小的 90°碰撞要高出 97.3mm, 较 0°和 180°碰撞也分别高出 82.6mm 和 48.0mm, 该组数值对于汽车前端结构设计具有一定参考价值。

行人下肢长骨损伤评价中，90°碰撞中股骨出现多处骨折，股骨髁及髁上位置骨折原因是膝关节受到轿车保险杠直接撞击，股骨头及臀肌粗隆位置发生骨折原因是行人髋部与发动机盖发生碰撞。270°碰撞中行人臀部与轿车发生碰撞时产生的冲击力造成了股骨两侧臀肌粗隆区域的骨折，保险杠与行人右腿腓窝的直接冲击造成了行人右腿腓骨体的骨折。在行人受到来自侧面的撞击时，主要是撞击侧股骨会由于受到车辆撞击而发生多处骨折，对撞侧损伤相对较小。行人膝关节损伤评价中，90°和 270°碰撞中膝关节韧带断裂相对较少，主要原因是该 2 组仿真试验中行人两侧股骨髁上位置或臀肌粗隆位置均发生断裂，在后续碰撞中股骨对膝关节的约束减弱。在行人受到侧面撞击时，行人膝关节有前移以及撞击侧内翻、对撞侧外翻的趋势，因此 0°和 180°碰撞中撞击侧 PCL、MCL 和对撞侧 LCL、MCL 均发生断裂。相较于 180°碰撞，0°碰撞还出现了对撞侧 PCL 的断裂，是因为两种工况下腿部直接受撞位置存在差异，导致后续运动过程中 0°碰撞下行人对撞侧膝关节前移趋势更加明显。相比而言，行人正面和背面碰撞中下肢损伤更为严重，在行人正面和背面碰撞中股骨多处位置出现断裂性骨折，

但在侧面碰撞中撞击侧股骨更多的是“折而未断”，对撞侧股骨损伤更轻。C-NCAP（2021 年版）腿型试验模拟的是行人侧面受撞工况，因此可考虑增加不同碰撞方位的腿型试验以全面评价车辆在不同角度人-车碰撞中对行人下肢的保护能力。

## 5 结论

1) 小身材女性行人受到侧面撞击时，头部及下肢损伤风险要低于正面和背面碰撞。小身材女性行人在受到正面碰撞时下肢损伤最为严重，受到背面碰撞时头部损伤最为严重。

2) 小身材女性行人受到侧面碰撞时 HIT 比正面、背面受撞时滞后 7ms；WAD 最大的背面碰撞比最小的正面碰撞高出接近 100mm，上述数值将为汽车主动弹起式机罩系统展开时间设计和车辆行人保护前端结构设计提供参考。

3) 行人在受到侧面撞击时，头部损伤会受到头部旋转运动的显著影响。当头部 HIC<sub>15</sub> 较小时，同样可能由于头部旋转运动带来较大损伤风险。因此，在未来行人头部安全测评中应提高对头部旋转运动的重视程度，并应进一步考虑在未来行人保护测评中引入人体生物力学计算模型和生物力学参数作为评价指标。

4) 未来行人保护腿型试验中，可以考虑增加腿型冲击器不同冲击方位试验，以评价车辆在不同角度人-车碰撞中对行人下肢的保护水平。

## 参考文献 (References)

- [1] World Health Organization. *Global Status Report on Road Safety 2018*[R/OL].(2018-06-17). <https://www.who.int/publications/i/item/9789241565684>.
- [2] Traffic Management Bureau of the Ministry of Public Security. *Annual Statistical Report of Road Traffic Accidents of the People's Republic of China(2020)*[R].Beijing:Traffic Management Research Institute of the Ministry of Public Security,2021.  
公安部交通管理局.中华人民共和国道路交通事故统计年报(2020 年度)[R].北京:公安部交通管理科学研究所, 2021.
- [3] Cao J, Ren C, Sun Z, et al. *The analysis of pedestrian damage in multi-angle pedestrian-vehicle collisions*. Journal of Shandong University of Technology(Natural Science Edition), 2021, 35(01): p. 33-36.  
曹军帅,任传波,孙志钊,等.多角度人车碰撞事故中行人的损伤性分析.山东理工大学学报(自然科学版),2021,35(01):33-36.
- [4] Liu W, Zhao H, Li K, et al. *Study on pedestrian thorax injury in vehicle-to-pedestrian collisions using finite element analysis*. Chinese Journal of Traumatology, 2015, 18(002): p. 74-80.
- [5] Li H, Li K, Huang Y, et al. *Effects of impact angle on head injury in six-year-old child pedestrian-car collision*. Journal of Medical Biomechanics, 2021, 36(03): p. 353-358.  
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.医用生物力学,2021,36(03):353-358.
- [6] Li H, Li K, Huang Y, et al. *Analysis of lower extremity injury of six-year-old child pedestrian in different orientation collisions with car*. Automotive Engineering, 2021, 43(02): p. 262-268.  
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.汽车工程,2021,43(02):262-268.
- [7] Watanabe R, Katsuhara T, Miyazaki H, et al. *Research of the relationship of pedestrian injury to collision speed, car-type, impact location and pedestrian sizes using human FE model (THUMS Version 4)*. Stapp Car Crash Journal, 2012, 56(9): p. 269-321.
- [8] Hu J, Flannagan C, Ganesan S, et al. *Understanding the new trends in pedestrian injury distribution and mechanism through data linkage and modeling*. Accident Analysis and Prevention, 2023,188(sup1):107095.
- [9] Ruan S, Li C, Cui S, et al. *The influence of skull thickness on intracranial biomechanical response*. Journal of Medical Biomechanics, 2021, 36(04): p. 560-567.  
阮世捷,李超,崔世海,等.颅骨厚度对颅内生物力学响应的影响.医用生物力学,2021,36(04):560-567.
- [10] Li H, Li G, He L, et al. *Effect of neck posture on biomechanical response in rear end collision*. Journal of Automotive Safety and Energy, 2022, 13(01): p. 55-62.  
李海岩,李广明,贺丽娟,等.汽车追尾碰撞中颈部姿态对生物力学响应的影响.汽车安全与节能学报,2022,13(01):55-62.
- [11] Li H, Sun X, He L, et al. *Development and validation for thoracic-abdominal finite element model of Chinese 5<sup>th</sup> percentile female with detailed anatomical structure*. Journal of Medical Biomechanics, 2022, 37(01): p. 91-97.  
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.医用生物力学,2022,37(01):91-97.
- [12] Li H, Hu J, He L, et al. *Development and Validation of an Injury Biomimetic Model of 5<sup>th</sup> Percentile Female Occupant Exhibiting Chinese Anthropometry*. Automotive Engineering, 2023, 45(10): p. 1965-1974.  
李海岩,胡静,贺丽娟,等.中国体征第五百分位女性汽车乘员损伤仿生模型开发及验证.汽车工程,2023,45(10):1965-1974.
- [13] Ruan S, Liang Y, Li H, et al. *Development and application for biomechanical computational model of lower extremity of 5<sup>th</sup> percentile Chinese female pedestrian*. Journal of Medical Biomechanics, 2022, 37(06): p. 1056-1063.  
阮世捷,梁亚妮,李海岩,等.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.医用生物力学, 2022,37(06):1056-1063.
- [14] Nahum A M, Smith R, Ward C C. *Intracranial pressure dynamics during head impact*. in the 21st Stapp Car Crash Conference. 1977. New Orleans.
- [15] Trosseille X, Tarrière C, Lavaste F, et al. *Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol*. in the 36th Stapp Car Crash Conference. 1992. Seattle.
- [16] Davidsson J, Deutscher C, Hell W, et al. *Human volunteer kinematics in rear end sled collisions*. in the 1998 IRCOBI. 1998. Gothenburg.
- [17] 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*. Stapp Car Crash Journal, 2009, 53: p. 329-372.
- [18] Kroell C K, Schneider D C, Nahum A M. *Impact tolerance and response of the human thorax II*. Stapp Car Crash Journal, 1974, 18: p. 383-457.
- [19] Cavanaugh J M, Nyquist G W, Goldberg S J, et al. *Lower abdominal tolerance and response*. in the 30th Stapp Car Crash Conference. 1986.Warrendale.
- [20] Viano D C, Lau I V, Asbury C, et al. *Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact*. Accident Analysis and Prevention,

1989, 21(6): p. 553–574.

- [21] Kerrigan J R, Bhalla K S, Madeley N J, et al. *Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria*. in the 2003 SAE World Congress. 2003. Detroit, Michigan.
- [22] Kajzer J, Matsui Y, Ishikawa H, et al. *Shearing and bending effects at the knee joint at low speed lateral loading*. in the 1999 SAE World Congress. 1999. Detroit, Michigan.
- [23] National Crash Analysis Center. *Finite element model archive*[EB/OL]. (2016-3-10).<http://www.ncac.gwu.edu/vml/models.html>.
- [24] C-NCAP Management Center. *C-NCAP Management Regulation(2021 version)*[S]. Tianjin: China Automotive Technology and Research Center Co. , 2020.  
C-NCAP 管理中心.C-NCAP 管理规则(2021 版)[S].天津:中国汽车技术研究中心,2020.
- [25] Li H, Li K, Huang Y, 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)*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2020, 6: p. 1-15.
- [26] Wu Y, Zhuang Y, Liu M. *Research on Pedestrian Protection based on Vehicle-Pedestrian Crash Test*.China Auto, 2023, 2: p. 56-63.  
武永强,庄琰,刘满莉.车辆与行人碰撞试验工况中行人保护研究.中国汽车,2023, 2:56-63.
- [27] Takounts E, Craig M J, Moorhouse K, et al. *Development of Brain Injury Criteria (BrIC)*. Stapp Car Crash Journal, 2013, 57: p. 243-66.
- [28] Baumgartner D , Willinger R , Shewchenko N ,et al. *Tolerance limits for mild traumatic brain injury derived from numerical head impact replication*. in the 2001 IRCOBI. 2001. Tsle of Man, United Kingdom.
- [29] Zhang L, Yang K, King A. *A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury*. Journal of Biomechanical Engineering, 2004, 126(2): p. 226-236.
- [30] Hernandez F, Wu L, Yip M C, et al. *Six degree-of-freedom measurements of human mild traumatic brain injury*. Annals Biomedical Engineering, 2015, 43: p. 1918-1934.