文章编号:1674-2974(2026)02-0037-10 DOI:10.16339/j.cnki.hdxbzkb.2026154

车辆前端造型对行人胸部损伤影响研究

肖志[1†],肖羽[1],刘煜[2,3],龙永程[2,3],王国杰[2,3],徐世伟[1]
(1. 湖南大学 整车先进设计制造技术全国重点实验室,湖南 长沙 410082;
2. 智能汽车安全技术全国重点实验室,重庆 401122;
3. 中国汽车工程研究院股份有限公司,重庆 401122)

摘 要:为了研究行人胸部的损伤机理和车辆前端造型对行人胸部损伤的影响,建立了不同发动机罩前缘高度(BLEH)、发动机罩角度(BA)的车辆与不同姿态的THUMS行人人体模型碰撞的30个仿真案例,提取了行人胸部的碰撞速度,通过肋骨应变值计算出行人胸部的损伤风险.研究结果表明,不同BLEH的车辆与行人碰撞时,行人的运动模式和行人胸部的损伤部位不同.BLEH=950 mm是行人全身倾倒工况和全身推倒工况两种运动模式的切换点.随着BLEH的增加,行人胸部的碰撞速度和胸部的损伤风险先减小后增加;随着BA的增加,行人胸部的碰撞速度和胸部的损伤风险也增加.此外,分析了车辆前端造型对行人胸部损伤的影响规律,研究结果可为车辆安全性设计提供理论依据.

关键词:行人碰撞;胸部损伤;车辆前端造型;有限元仿真
中图分类号:U461.91 **文献标志码**:A

Study on effect of vehicle front-end styling on pedestrian thorax injury

XIAO Zhi[1†], XIAO Yu[1], LIU Yu[2,3], LONG Yongcheng[2,3], WANG Guojie[2,3], XU Shiwei[1]
(1. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing Technology for Vehicle, Hunan University, Changsha 410082, China;
2. State Key Laboratory of Intelligent Vehicle Safety Technology, Chongqing 401122, China;
3. China Automotive Engineering Research Institute Co., Ltd., Chongqing 401122, China)

Abstract: To study the injury mechanisms of pedestrian thorax and the influence of vehicle front-end styling on such injuries, this paper sets up 30 simulation cases of vehicles with different bonnet leading edge heights (BLEH) and bonnet angles (BA) colliding with THUMS pedestrian models in various postures. It extracts the thorax impact velocity and calculates the thorax injury risk by rib strain. The results show that the pedestrian's movement pattern and the injury site of the thorax are different when vehicles of different BLEH collide with the pedestrian. The BLEH of 950 mm is the switching point of the two motion modes of the pedestrian in the full-body toppling condition and the full-body pushing condition. With the increase of BLEH, the impact speed of the thorax and the injury risk of the thorax first decrease and then increase. Conversely, as BA increases, both the impact thorax speed and the injury risk increase. Additionally, this paper analyzes the impact of vehicle front-end styling on pedestrian thorax injuries, and the results can provide some reference for vehicle safety design.

* **收稿日期**:2025-01-08
基金项目:国家重点研发计划项目(2022YFB4300101), National Key Research and Development Program of China (2022YFB4300101)
作者简介:肖志(1977—),男,湖南浏阳人,湖南大学副教授,博士
† 通信联系人,E-mail: hnuxiao@163.com

Key words: pedestrian collision; thorax injury; vehicle front-end styling; finite element simulation

行人是汽车交通事故中弱势道路使用者.根据世界卫生组织统计,2021 年道路交通死亡人数为119万人,每年行人死亡的人数占交通事故死亡人数的23%[1].在汽车碰撞事故中,胸部损伤是行人的主要损伤类型之一,是仅次于头部损伤的第二大致命性损伤[2-4].通过对比德国和中国的深度事故数据库(GIDAS/CIDAS),发现中国行人 AIS2+胸部损伤的比例比德国高出约12%[5-6].

在目前的行人保护测评与防护中,主要关注头部和腿部的损伤,对胸部的损伤机理研究不够深入,另外也没有针对行人胸部损伤的测评方法[7-8].在仿真分析中,韩勇[9]使用THUMS行人有限元模型分析了行人与中型轿车、微型车、one-Box 和SUV 碰撞时的胸部动力学响应、胸部变形模式和肋骨压缩量.结果表明,车辆前部结构的形状对行人的运动学和运动学响应有显著影响,并且车辆前部结构的刚度分布是影响胸部压缩量和变形模式的主要因素.Zander等[10]基于 ES2 假人胸部研发了胸部冲击器(thorax injury prediction tool , TIPT),并将车型分为轿车和SUV 两类定义不同的冲击器发射参数.Chinmoy 等[11]采用人体模型和 TIPT 模型研究了车辆和行人不同参数对胸部损伤的影响.结果表明,车辆的发动机罩前缘高度越高,胸部对发动机罩的撞击速度越小.Jani 等[12]采用 THUMS 行人有限元模型,研究了行人胸部损伤的影响因素.结果表明,车辆类型对行人胸部肋骨骨折的位置影响较大.在行人事故数据方面,Tyndall[13]基于美国国家公路交通管理局碰撞报告抽样系统(CRSS)和加拿大车辆规范档案文件(CVS)中的事故数据,分析了车辆尺寸对行人死亡概率的影响.结果表明,大型车辆导致行人死亡率较高,车辆前端高度增加 10 cm,行人死亡风险增加 22%,车辆前端高度对行人的死亡风险有显著的影响.Edwards等[14]统计了 2016 年至 2018 年美国伊利诺伊州的车祸数据,分析了车辆类型对胸部损伤的影响.结果表明,大型机动车事故数量占比小,但是对行人以及骑行者胸部的损伤更严重.

综上所述,车辆的前端造型对行人胸部的运动和损伤响应有显著的影响.因此,通过车辆-行人碰撞的全矩阵仿真得出不同的车辆前端造型对行人胸部损伤风险的影响规律,对车辆开发中的行人防护安全性的提升有重要意义,同时也可以为行人胸部冲击器的试验评价与胸部损伤防护设计提供支撑.

1 研究方法

1.1 模型设置

为了减少车辆其他因素带来的干扰,采用参数化的简易车辆模型来研究车辆对行人胸部损伤的影响规律.模型仅包括前保险杠和发动机罩结构,车辆表面结构设置为刚性材料,在保险杠区域通过弹簧和阻尼单元与质量点连接模拟车辆保险杠沿横向的刚度,车辆总质量为 1 433 kg.简易车辆模型中可调节的前端造型参数有发动机罩前缘高度(bonnet leading edge height, BLEH)、发动机罩角度(bonnet angle, BA),可以参数化地生成不同 BLEH 和 BA 的车辆模型,模型如图 1 所示.

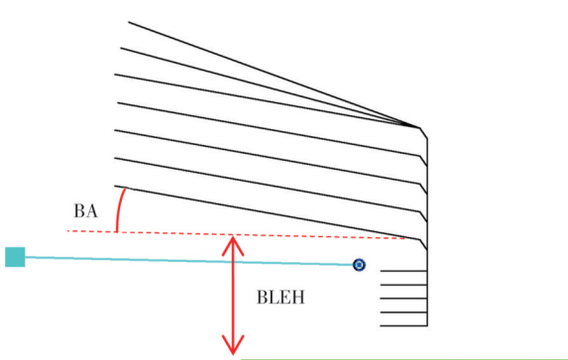


图 1 简易的车辆模型和地面线

Fig.1 Simple vehicle model and ground line

行人模型采用 THUMS V4.02 50 百分位男性,站立姿态为 TB024 和 SAE 两种标准姿态[15-16],行人为静止站立姿态,如图 2 所示.每个简易的车辆模型以一定的速度与行人的右侧相撞.车辆与行人、行人与鞋、鞋与地面、车辆与地面的摩擦系数设置为 0.2.

参考 Decker 等[17]的方法来验证简易车辆-行人碰撞模型.车辆模型设定以 50 km/h 速度与行人模型发生碰撞,在行人头部(HC)、第 12 胸椎(T12)和髋关节处(AC)定义三个传感器.将三个传感器的运动轨



图 2　行人姿态(左 TB024,右 SAE)

Fig.2　Pedestrian stance(left TB024,right SAE)

迹与提供的参考通道(EuroNCAP 2018b)进行对比.如图 3 所示,简易车辆模型显示的运动响应数据均在可接受的公差范围内.简易车辆模型的准确性和可靠性得到验证.

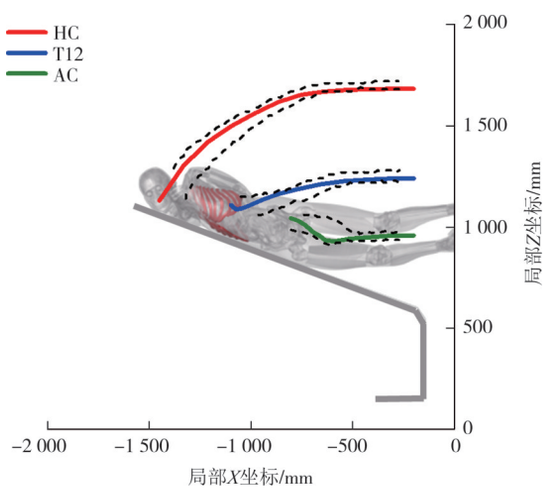


图 3　运动学响应对比(黑色虚线代表试验通道)

Fig.3　Kinematic response comparison (dotted black lines represent test corridors)

1.2　输出设置

在每个碰撞案例中,输出碰撞过程中行人胸部与发动机罩碰撞时被撞侧每根肋骨皮质骨的最大第一主应变.图 4 为胸部第 8 胸椎位置.输出胸部第 8 胸椎的速度曲线[18],将行人分为头颈部、肩、肘及上臂、前臂、胸部、腹部、髋部、上腿、膝关节及以下共九个部分,分别定义与车辆的接触,输出行人不同部位与车辆的接触力曲线.

1.3　仿真矩阵设置

2022 年中国汽车市场销量前十的轿车和 SUV 车辆前端造型参数的范围为[18]:BLEH(650~1 250 mm)、BA(10°~20°),据此设置不同 BLEH、BA 参数进行仿真[19].在行人碰撞事故中,碰撞时车辆速度集中在 30~60 km/h.并且基于中国保险汽车安全指数实施的对车外行人腿部和头部的保护规程[8],将车辆碰撞速度设定为 40 km/h.构建 30 个案例的仿真矩阵,分析车辆前端造型对行人胸部损伤的影响,如表 1 所示.

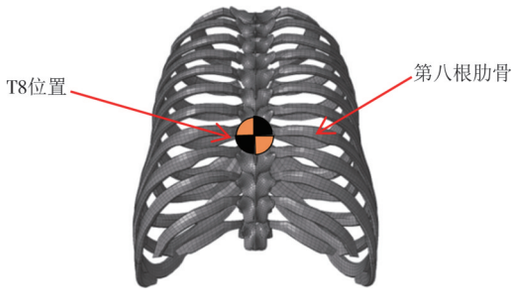


图 4　胸部 T8 位置

Fig.4　Thorax T8 position

表 1　仿真矩阵设置

Tab.1　Simulation matrix settings

因子	水平
车辆速度/(km·h^{-1})	40
发动机罩前缘高度/mm	650、800、950、1 100、1 250
发动机罩角度/(°)	10、15、20
行人模型	THUMS
行人姿态	TB024、SAE

2　研究结果

2.1　行人运动响应分析

图 5 展示了 BA=10°时,不同 BLEH 的车辆与 TB024 姿态下行人的碰撞过程.

当 BLEH≤950 mm 时,行人下肢首先接触到发动机罩前缘,然后是腰部接触到发动机罩前端,接着手肘部接触到发动机罩,随后肩部和胸部绕着发动机罩向下旋转,行人发生倾倒撞击到发动机罩上.在 BLEH=650 mm 时,胸部与车辆接触的时间约为 150 ms,上胸部和肩部先与车辆发生碰撞.随着 BLEH 的增加,胸部的接触时间提前,并且接触时行人腾空趋势减缓.在这种运动响应下,行人的运动为全身倾倒的工况,胸部通过吸收基于自身速度与车辆速度之间的相对速度的动能完成碰撞.

当 BLEH>950 mm 时,行人腰部直接与发动机罩前端碰撞,然后手肘部首先接触到发动机罩前缘,同时胸部的下部接触到发动机罩前端,随后肩部绕着

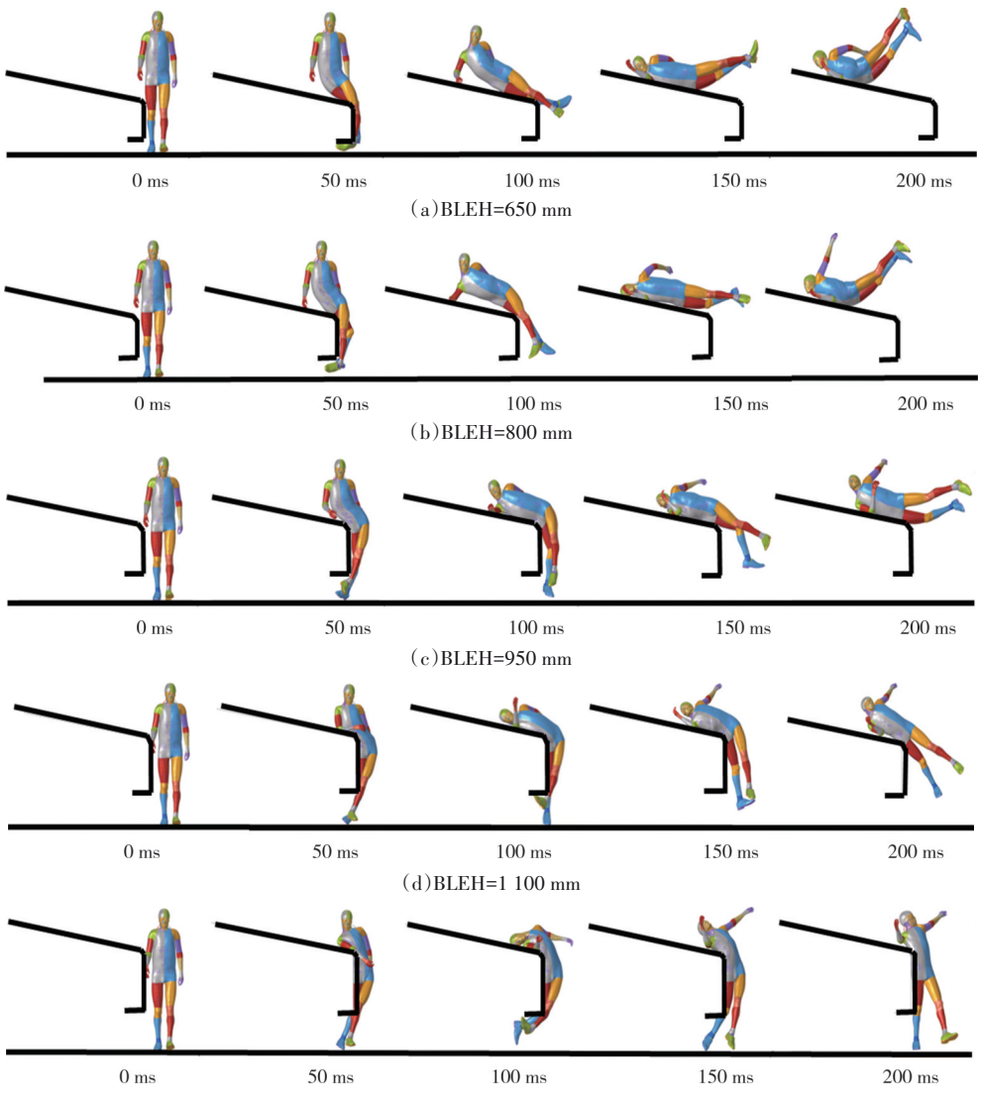


图 5 不同 BLEH 的车辆与行人碰撞时的运动学分析(TB024)

Fig.5 Pedestrian kinematics during impact with vehicles of different BLEH(TB024)

发动机罩向下旋转,并撞击到发动机罩上.在 BLEH 为 1 100 mm 时胸部的接触时间为 50 ms 左右,并且胸部的下部先与车辆发生碰撞.行人的运动为全身推倒工况,胸部速度达到车辆速度的时候完成碰撞.

在全身倾倒工况中,行人胸部发生碰撞后,头部发生摆动,腰椎受其影响,车辆与胸部的相对速度所产生的动能由人体胸部吸收,进而引发胸部损伤.在全身推倒工况中,行人整个胸部受到来自车辆对全身的力,包括在胸部速度达到车速的过程中整个胸部受到的伤害.随着 BLEH 的增加,行人的腰部运动受到影响,行人的运动模式发生改变.

如图 6 所示,BLEH=950 mm 是行人全身倾倒工况和全身推倒工况两种运动模式的切换点.TB024 和 SAE 两种姿态下,行人的运动模式一致.

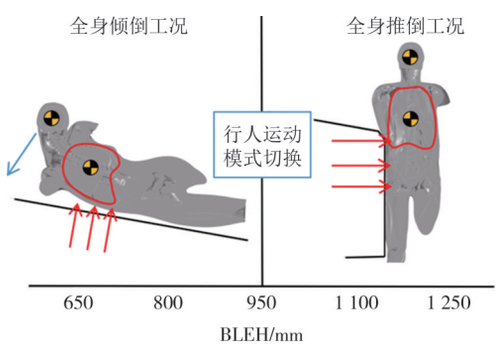


图 6 行人运动模式切换

Fig.6 Pedestrian movement mode switching

2.2 胸部碰撞速度分析

图 7 和图 8 展示了 BA=10°,行人为 TB024 姿态时,不同 BLEH 的车辆与行人碰撞时胸部 T8 相对于车辆的速度曲线.与车辆运动方向相反的水平方向为 x

正向,相对于车辆垂直向上运动的方向为z正向.

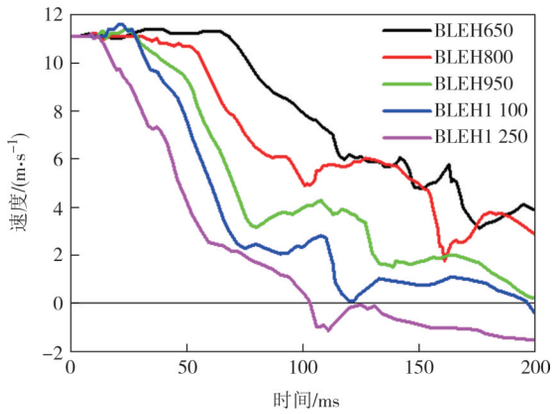


图 7　不同 BLEH 的车辆碰撞时行人胸部x向速度曲线(BA=10°)

Fig.7　Pedestrian thorax x velocity curves in vehicle collisions with different BLEH(BA=10°)

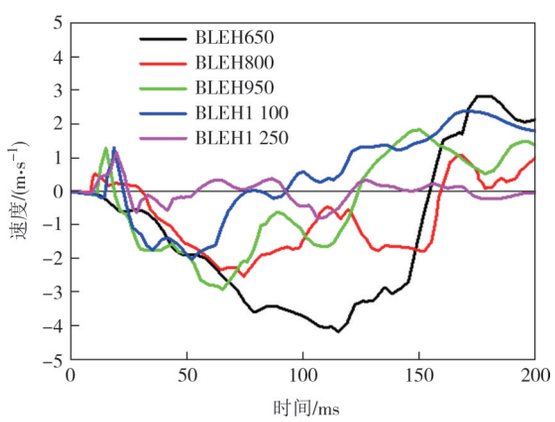


图 8　不同 BLEH 的车辆碰撞时行人胸部z向速度曲线(BA=10°)

Fig.8　Pedestrian thorax z velocity curves in vehicle collisions with different BLEH(BA=10°)

当车辆与行人接触,x向速度逐渐减小,然后基本保持不变或增大.当胸部的上部与车辆相撞时,x向速度再次有一个较大的减速.随着 BLEH 的增加,车辆与行人的接触面积增加,对行人的推向作用更加明显,导致x向的减速更大.

BLEH 对胸部 T8 的z向速度曲线有显著的影响.当 BLEH 较大时,z向速度曲线相对平坦.当 BLEH 较小时,z向的加速过程更长,在手肘接触发动机罩后速度经历了先减小后增大的过程.

图 9 展示了 BLEH=650 mm 时,不同 BA 的车辆与行人碰撞时胸部 T8 相对于车辆的速度曲线.当 BLEH≤950 mm,即全身倾倒工况下,在手肘接触发动机罩之前,BA 的变化对胸部 T8 的x和z向的速度基本没有影响.随着 BA 的增大,手肘与发动机罩接触的时刻提前,胸部 T8 的x和z向的速度也提前减小.当 BLEH>950 mm,即全身推倒工况下,BA 角度的变化对胸部 T8 的速度没有影响.

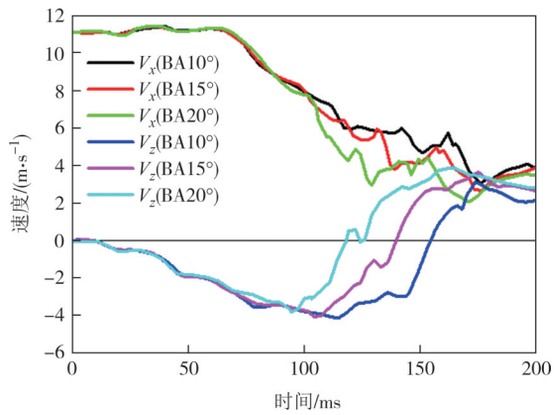
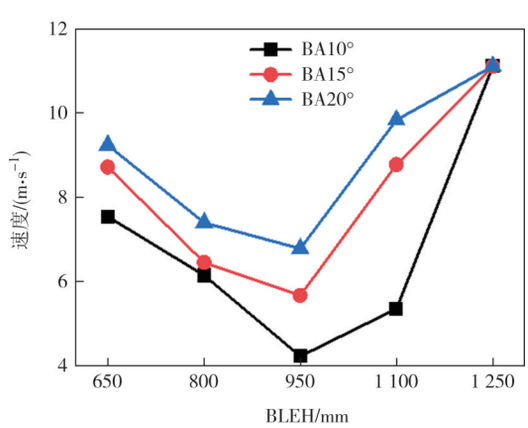


图 9　不同 BA 的车辆碰撞时行人胸部速度曲线(BLEH=650 mm)

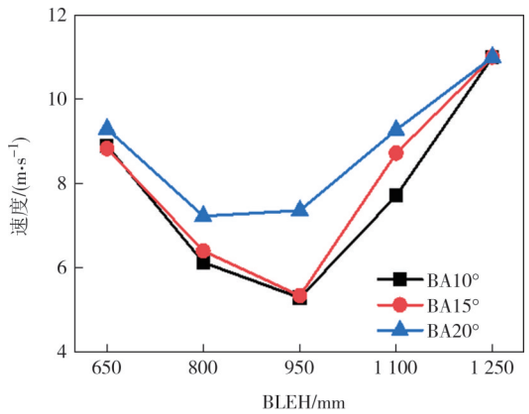
Fig.9　Pedestrian thorax velocity curves in vehicle collisions with different BA(BLEH=650 mm)

提取 30 个仿真案例中行人被撞侧手肘处与发动机罩接触时刻胸部 T8 的速度,分析不同 BLEH 和 BA 的车辆对行人胸部碰撞速度的影响.图 10 展示了行人 TB024 和 SAE 姿态下,不同 BLEH 对胸部碰撞速度的影响.随着 BLEH 的增加,胸部的x向和z向的合成碰撞速度先减小后增大.BLEH=950 mm 时,胸部的碰撞速度最小.在全身推倒工况中,BLEH 达到最大 1 250 mm 时,行人整个胸部受到来自车辆对全身的力,胸部的碰撞速度基本与车辆的初速度一致.当 BLEH<950 mm 时,车辆 BLEH 与胸部接触碰撞速度呈反比.Chinmoy 等[11]研究的通用车辆模型 BLEH 均在 1 000 mm 以下.所以这与 Chinmoy 研究的结果一致.

图 11 展示了行人 TB024 和 SAE 姿态下,不同 BA 对胸部碰撞速度的影响.随着 BA 的增加,胸部的x



(a)TB024



(b)SAE

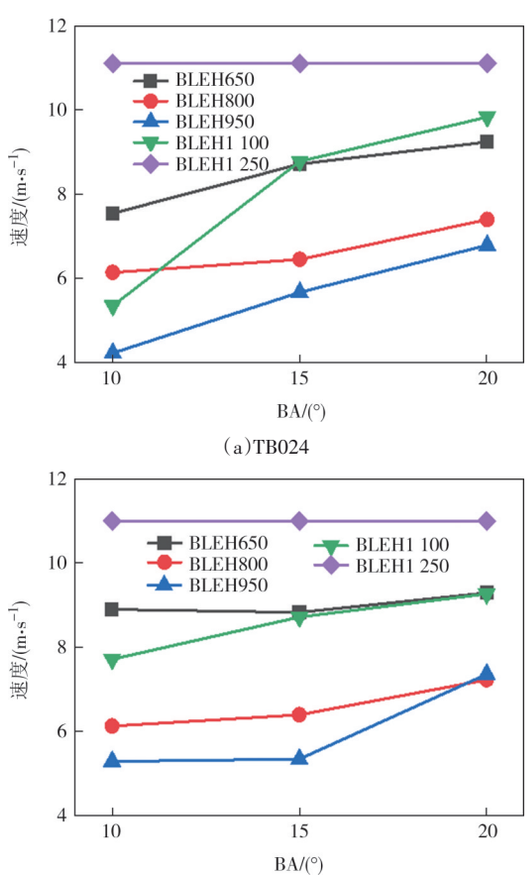
图 10 不同 BLEH 的车辆对胸部碰撞速度的影响

Fig.10 The effect of different BLEH vehicles on the speed of the thorax impact

向和 z 向的合成碰撞速度呈现增加的趋势.当 BLEH 达到最大 1 250 mm 时,胸部的碰撞速度基本不受 BA 变化的影响.

2.3 胸部损伤机理分析

不同 BLEH 车辆撞击行人时,行人胸部的损伤部位不同,肋骨的皮质骨应变情况也不同.



(a)TB024

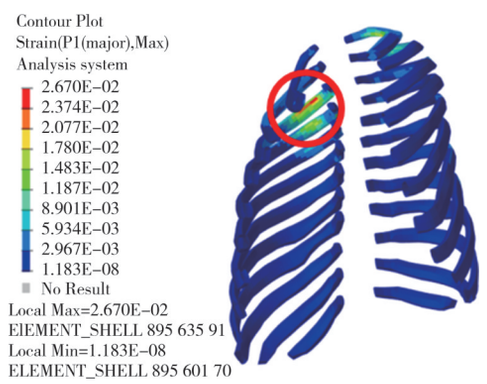
(b)SAE

图 11 不同 BA 的车辆对胸部碰撞速度的影响

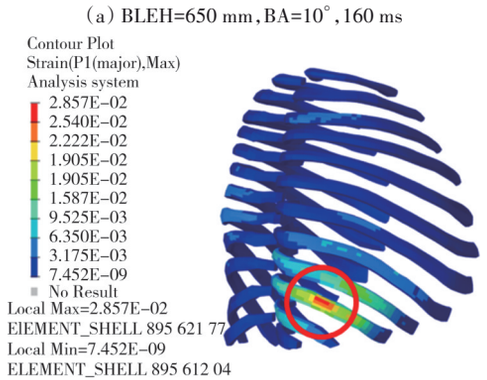
Fig.11 The effect of different BA vehicles on the speed of the thorax impact

对行人 TB024 姿态的车辆-行人碰撞的仿真 CASE 进行分析,对于 BLEH≤950 mm 的车型,即全身倾倒工况下,行人腿部先与发动机罩前缘接触,随后是腰部,随着行人的旋转,其肩膀也与车辆碰撞,胸部被手臂挤压,肋骨右前位置显著变形,最大应变位于第 2 根肋骨~第 4 根肋骨的后右侧,如图 12(a)所示.

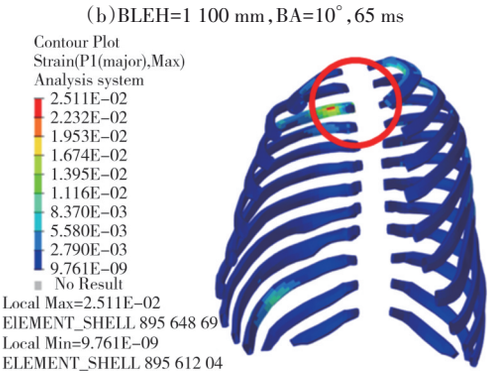
对于 BLEH=1 100 mm 的车型,即全身推倒工况下,首先行人胸部的第 9 根、第 10 根肋骨与发动机罩前缘发生碰撞,导致肋骨的显著变形,最大应变位于第 9 根、第 10 根肋骨的右后方,如图 12(b)所示.当胸部旋转时,行人肩部也会与车辆相碰撞,手臂会挤压胸部,导致第 3 根肋骨发生显著变形,此时最大应变位于第 3 根肋骨的右后侧,如图 12(c)所示.



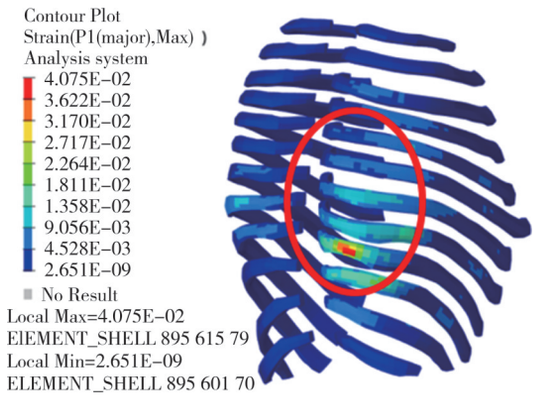
(a) BLEH=650 mm,BA=10°,160 ms



(b)BLEH=1 100 mm,BA=10°,65 ms



(c)BLEH=1 100 mm,BA=10°,115 ms



(d)BLEH=1 250 mm,BA=10°,50 ms

图 12　不同 BLEH 的车辆碰撞时行人胸部的应变云图

Fig.12　Strain contour diagram of pedestrian thorax during impact with different BLEH vehicles

对于 BLEH=1 250 mm 的车型，刚开始行人胸部就与车辆发生碰撞，行人整个胸部从车辆受到全身的力的输入，因此胸部与车辆之间的碰撞速度更高，整个胸部主要与发动机罩的前缘发生碰撞，第 4 根肋骨到第 10 根肋骨产生明显变形和较大的应变，如图 12(d)所示.

车辆 BLEH 的变化对行人的胸部损伤部位有显著的影响.这与 Jani 等[12]的研究结果一致. Jani 等的研究结果表明，轿车碰撞行人，行人胸部肋骨骨折主要集中在第 2 根肋骨；SUV 碰撞行人，行人胸部肋骨骨折主要集中在第 2、7、10 根肋骨.

2.4　胸部损伤风险分析

参考 Forman 等[20]在 THUMS 模型中提出的肋骨应变的损伤风险曲线和提取的每个仿真案例中 12 根肋骨的最大应变值，计算胸部 3 根以及上肋骨骨折的概率值(number of fractured ribs 3+, NFR3+)[21-22]，以此来研究车辆不同的 BLEH、BA 对行人胸部整体损伤风险的影响.具体方法如下：

1) 根据皮质骨应变损伤风险函数和肋骨最大应变值，计算每根肋骨的骨折风险；年龄取 65 岁.

$$\text{Weibull_risk}(\text{strain, AGE}) = 1-\exp\left(-\left(\frac{\text{strain}}{\exp(\beta_0+\beta_1\cdot\text{AGE})}\right)^{\alpha}\right) \tag{1}$$

式中：α=3.356 2；β_0=−3.066 5；β_1=−0.017 9；strain 为肋骨应变值；AGE 为年龄.

2)使用泊松二项模型(也称为广义二项模型)，结合单根肋骨骨折概率来计算选定数量肋骨骨折的概率.

$$P_r(X)=\sum_{i=1}^{\binom{N}{X}}\left(\prod_{j\in C_i}p_j\right)\left(\prod_{k\in \bar{C}_i}(1-p_k)\right) \tag{2}$$

式中：$P_r(X)$是指胸部有 X 根肋骨骨折的概率值；p_j,p_k 为第 j,k 根肋骨发生骨折的概率；N=12 为人体胸部肋骨的总数量；C_i 为“恰好有 X 根骨折”的第 i 种肋骨集合(集合中为 X 根骨折肋骨的编号)；$\bar{C}_i$ 为 C_i 在肋骨全集[1,2,3,4,…,N]中的补集，即全集中未被 C_i 选中的肋骨集合.

其中 $\binom{N}{X}$ 表示从 N 根肋骨中选取 X 根肋骨骨折的所有方案数：

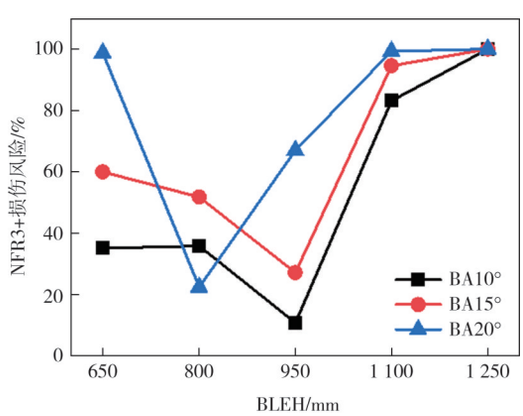
$$\binom{N}{X}=\frac{N!}{X!(N-X)!} \tag{3}$$

则胸部≥Y 根肋骨骨折的概率可用式(4)表示.

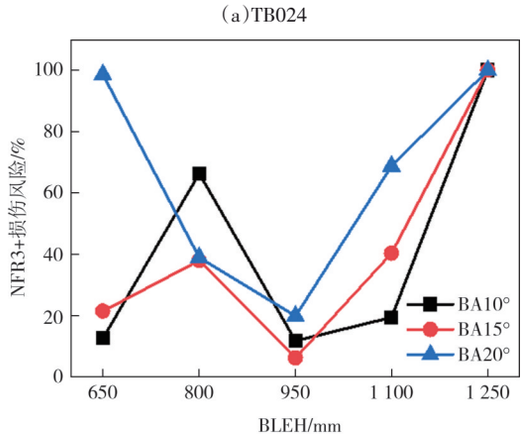
$$P(\geqslant Y)=1-\sum_{X=1}^{Y-1}P_r(X) \tag{4}$$

式中：$P(\geqslant Y)$是胸部≥Y 根肋骨骨折的概率.

图 13 为不同 BLEH 的车辆对行人胸部损伤风险 NFR3+值的影响，随着 BLEH 的增加，NFR3+风险基



(a)TB024



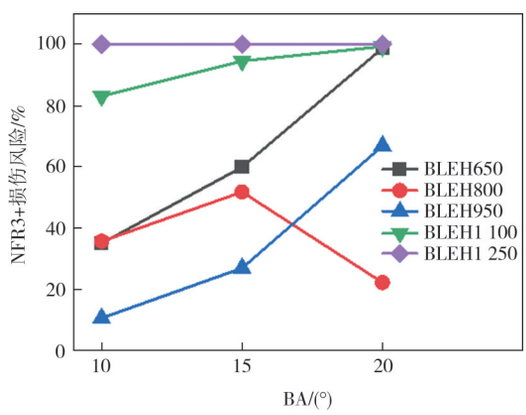
(b)SAE

图 13　不同 BLEH 的车辆对胸部损伤风险的影响

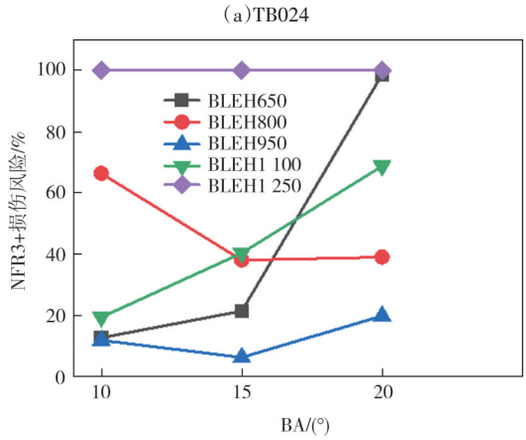
Fig.13　The effect of different BLEH vehicles on the risk of thoracic injury

本呈现先减小后增加的趋势,这与行人胸部T8位置的碰撞速度趋势基本一致.当BLEH为950 mm时,行人的腰部先接触到发动机罩前缘,行人绕腰椎旋转,胸部几乎不与发动机罩接触,胸部的碰撞速度最小,因此行人胸部的损伤最低.

图14为不同BA的车辆对行人胸部损伤风险NFR3+值的影响,随着BA的增加,NFR3+值基本呈现增加的趋势,行人的胸部损伤逐渐增大.当BLEH达到一定高度时,NFR3+的风险达到100%,然后保持不变.



(a)TB024



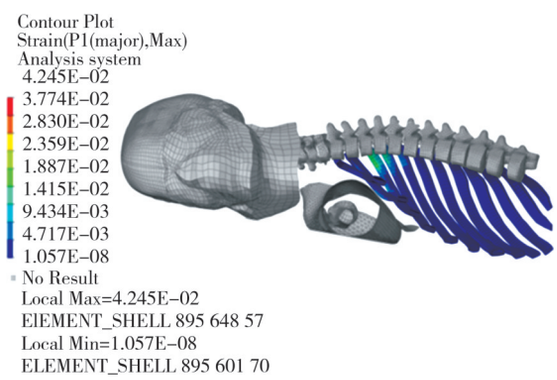
(b)SAE

图14 不同BA的车辆对胸部损伤风险的影响

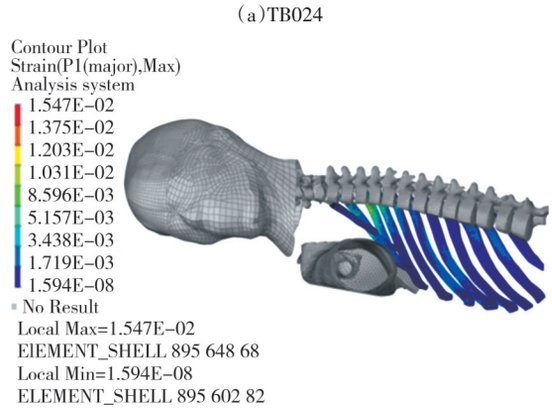
Fig.14 The effect of different BA vehicles on the risk of thoracic injury

在TB024姿态下,BLEH=800 mm,BA=20°条件下的仿真案例,NFR3+值异常偏低,不符合这一变化趋势.主要原因是在BLEH=800 mm时,随着BA角度的增加,行人手臂提前和发动机罩接触,胸部与发动机罩的最大接触力变小,因此胸部的受力较小,导致胸部的损伤较小,NFR3+值较低.在SAE姿态下,行人胸部与发动机罩接触时,手臂的位置对行人胸部的损伤也有很大的影响.由于手臂的影响,相比于TB024姿态,SAE姿态的行人肩部与发动机罩的接触力较小,行人肘及上臂与发动机罩的接触力较大.

图15和图16分别为车辆BLEH=650 mm, BA=10°时,行人TB024与SAE姿态下,被撞侧肋骨出现最大应变时的应力云图和肩部与上臂的接触力曲线图.从图16可以看出,此时行人胸部主要受肩部的力的作用.TB024姿态下,出现肋骨最大应变的时刻为165 ms,此时肩部与车辆发动机罩的接触力为2 122 N;SAE姿态下,出现肋骨最大应变的时刻为165 ms,此时肩部与车辆发动机罩的接触力为532 N.因此在BLEH=650时,BA=10°时,SAE姿态下的行人胸部的损伤较低.



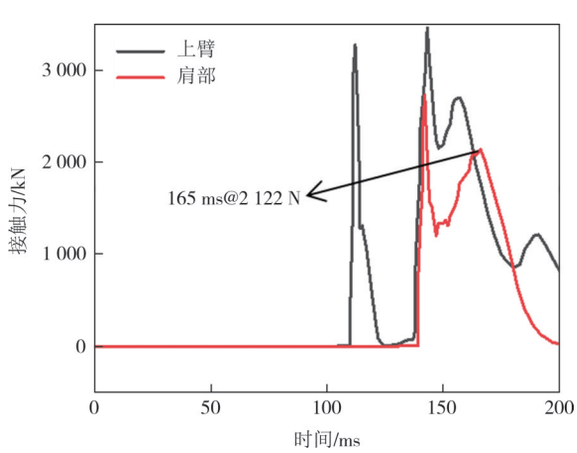
(a)TB024



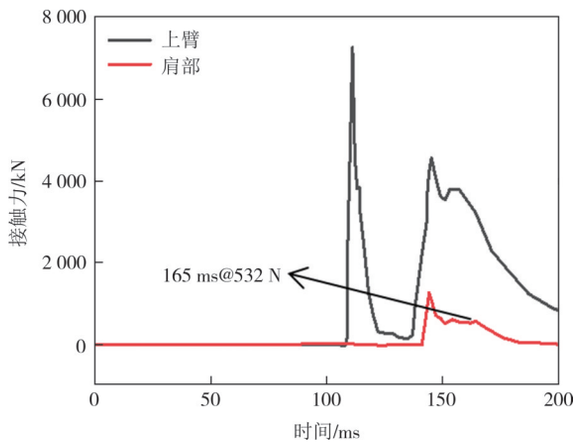
(b)SAE

图15 肋骨应力云图(BLEH=650 mm,BA=10°)

Fig.15 Rib stress nephogram(BLEH=650 mm,BA=10°)



(a)TB024



(b)SAE

图 16　肩部和上臂的接触力曲线

Fig.16　Contact force curve of shoulder and upper arm

3　结 论

本文通过一系列不同BLEH和BA的车辆-行人碰撞的仿真和对比，研究了车辆造型因素对行人胸部损伤的影响，得出以下结论：

1）不同BLEH的车辆与行人碰撞时，行人的运动模式不同．当BLEH≤950 mm时，行人的运动模式为全身倾倒工况；当BLEH>950 mm时，行人的运动模式为全身推倒工况．

2）不同BLEH和BA的车辆对行人胸部的碰撞速度不同．随着BLEH的增加，胸部碰撞速度先减小后增大．随着BA的增加，胸部的碰撞速度呈现增加的趋势．当BLEH达到最大1 250 mm时，胸部的碰撞速度基本不受BA变化的影响．

3）不同BLEH的车辆造成行人胸部的损伤部位不同．BLEH≤950 mm的车型，行人胸部的损伤主要集中在第2~第4根肋骨；BLEH=1 100 mm的车型，行人胸部的损伤主要集中在第3、9、10根肋骨；BLEH=1 250 mm的车型，行人胸部的损伤主要集中在第4~第10根肋骨．不同的BA对行人胸部的损伤部位没有明显影响．

4）对于不同BLEH和BA的车辆，行人胸部的损伤风险明显不同．随着BLEH的增加，行人胸部的损伤呈现先减小后增大的趋势．随着BA的增加，行人胸部的损伤风险也增加．

实际碰撞事故中，车辆的参数和行人的姿态多种多样，都有可能影响到行人胸部的损伤位置和风险大小，这些结论还需要真实事故进行验证．由于中国人体模型AC-HUMS还没有开发出胸部的损伤风险曲线，所以本文采用THUMS模型进行研究．在后续的研究中，也将采用AC-HUMS模型进行对比研究，使行人损伤研究更具有工程价值．

参考文献

[1] World Health Organization. Global status report on road safety [R]. Geneva: World Health Organization, 2023.

[2] OHLIN M, STRANDROTH J, TINGVALL C. The combined effect of vehicle frontal design, speed reduction, autonomous emergency braking and helmet use in reducing real life bicycle injuries[J]. Safety Science, 2017, 92: 338-344.

[3] WISCH M, LERNER M, VUKOVIC E, et al. Road traffic crashes in Europe involving older car occupants, 245 older pedestrians or cyclists in crashes with passenger cars: results from SENIORS [C]// Proceedings of the 25th 246 International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) (Paper No. 17-0398). Warrendale, PA. 2017.

[4] FENG C J, DUAN A W, QIU J L, et al. Investigation of head injuries suffered by pedestrians in traffic accidents *via* videos[J]. International Journal of Crashworthiness, 2020, 25(6): 680-688.

[5] YANG J K. Review of injury biomechanics in car-pedestrian collisions[J]. International Journal of Vehicle Safety, 2005, 1(1/2/3): 100.

[6] STAACK H, LABENSKI V. Comparison of Chinese and German in-depth accident data of pedestrian thorax and head injuries[C]// Proceedings of the 67th Stapp Car Crash Conference.2023.

[7] Euro NCAP. VRU test protocol. Versionv9.1[S/OL].[2025-01-12]. https://www. euroncap. com/media/79878/euro-ncap-vru-testing-protocol-v91.pdf.

[8] C-IASI.中国保险汽车安全指数管理办法(2023版)[S].北京：中保研汽车技术研究试验中心有限公司，2023.
C-IASI. China insurance automobile safety index management measures (Version 2023) [S]. Beinjing: Zhongbao Research Center of automotive technology Research and Test Co.Ltd., 2023. (in Chinese)

[9] 韩勇．车辆碰撞行人的动力学响应及胸部和下肢损伤机理研究[D]．长沙：湖南大学，2011：57-67.
HAN Y. A study on dynamic response and injury mechanism of chest and lower extremities in vehicle to pedestrian collisions[D]. Changsha: Hunan University, 2011: 57-67. (in Chinese)

[10] ZANDER O, WISCH M, OTT J, et al. Development and evaluation of a thorax injury prediction tool (TIPT) and possibilities for incorporation within improved test and assessment procedures-results from SENIORS[C]// Proceedings of the 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicle. Eindhoven, the Netherlands: Curran Associates Inc., 2019.

[11] CHINMOY P, SHIGERU H, PRATAP N V, et al. Influence of different parameters of vehicle and pedestrian on chest kinematics using human body model (HBM) [C]//27th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) National Highway Traffic Safety Administration. Yokohama, Japan, 2023.

[12] JANI D, LEHMANN K. Numerical investigations on the factors affecting thorax injuries in vehicle vs pedestrian accidents [C]// Proceedings of the 67th Stapp Car Crash Conference. Ann Arbor, MI, USA: Stapp Association, 2023.

[13] TYNDALL J. The effect of front-end vehicle height on pedestrian death risk[J]. Economics of Transportation, 2024, 37: 100342.

[14] EDWARDS M, LEONARD D. Effects of large vehicles on pedestrian and pedalcyclist injury severity[J]. Journal of Safety Research, 2022, 82: 275-282.

[15] 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.

[16] Performance specifications for a midsize male pedestrian research dummy: SAE Standard J2782_201911 [S/OL]. [2025-01-08] https://doi.org/10.4271/J2782_201911.

[17] DECKER W, KOYA B, PAK W, et al. Evaluation of finite element human body models for use in a standardized protocol for pedestrian safety assessment[J]. Traffic Injury Prevention, 2019, 20(Sup.2): S32-S36.

[18] LIU Y, LONG Y C, XIAO Y, et al. A study of boundary conditions for pedestrian thorax impact test [J]. International Journal of Vehicle Systems Modelling and Testing, 2024, 1: 10063656.

[19] 石亮亮,韩勇,王丙雨,等. 基于行人落地碰撞的车辆前部结构参数分析[J]. 湖南大学学报(自然科学版), 2019, 46(2): 19-27.
SHI L L, HAN Y, WANG B Y, et al. Analysis of vehicle front-end structure parameters based on pedestrian landing impacts[J]. Journal of Hunan University (Natural Sciences), 2019, 46(2): 19-27. (in Chinese)

[20] FORMAN J, KULKARNI S, RAPELA D P, et al. A method for thoracic injury risk function development for human body models [C]// Proceedings of the IRCOBI Conference. Porto, Portugal. 2022: 12-15.

[21] PIPKORN B, IRAEUS J, BJÖRKLUND M, et al. Multi-scale validation of a rib fracture prediction method for human body models [C]// Proceedings of the IRCOBI Conference. Florence, Italy, 2019: 175-192.

[22] LARSSON K J, BLENNOW A, IRAEUS J, et al. Rib cortical bone fracture risk as a function of age and rib strain: updated injury prediction using finite element human body models [J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2021, 9: 677768.