DOI:10.19951/j.cnki.1672-9331.20230422001 文章编号:1672-9331(2024)03-0116-18
引用格式:邹铁方,刘志旗,王丹琦.人车碰撞事故中人地碰撞损伤研究进展[J].长沙理工大学学报(自然科学版),2024,21(3):116-133.
Citation: ZOU Tiefang, LIU Zhiqi, WANG Danqi. Research progress of pedestrian-ground contact injuries in pedestrian-vehicle collision accident[J].J Changsha Univ Sci Tech (Nat Sci),2024,21(3):116-133.

人车碰撞事故中人地碰撞损伤研究进展

邹铁方,刘志旗,王丹琦
(长沙理工大学 汽车与机械工程学院,湖南 长沙 410114)

摘 要:为了解人车碰撞事故中人地碰撞损伤的研究进展,并对可行的人地碰撞损伤防护方法做出展望。本文从人车碰撞事故特征、人体损伤评价指标、人体损伤来源、人地碰撞损伤影响因素及人地碰撞损伤防护方法5个方面回顾了已有研究成果,并对已有研究中存在的问题进行讨论,就人地碰撞防护方法的发展作出展望。人地碰撞损伤研究仍然存在许多不成熟的地方,特别是人地碰撞损伤的致伤机理和影响因素方面仍须开展深入的研究。通过回顾现有的人地碰撞损伤防护技术指出,未来可从优化车辆前部形状、安装行人安全装置以及控制车辆制动等方面来降低行人损伤风险。大部分事故中碰撞速度为中低速,而在低车速下的人地碰撞损伤不容忽视,可通过控制车辆制动降低人地碰撞损伤。此外,人地碰撞损害评价指标仍存在不足。本文可为后续更好地开展人地碰撞损伤致伤机理及防护方法的研究提供参考。

关键词:交通事故;人车事故特征;人地碰撞损伤;人体损伤来源;损伤影响因素;损伤防护方法
中图分类号:U491.31 **文献标志码**:A

Research progress of pedestrian-ground contact injuries in pedestrian-vehicle collision accident

ZOU Tiefang, LIU Zhiqi, WANG Danqi
(College of Automotive and Mechanical Engineering, Changsha University of Science & Technology, Changsha 410114, China)

Abstract: This paper aims to understand the research progress of pedestrian-ground contact injuries in pedestrian-vehicle collision accidents and propose feasible pedestrian-ground contact injury protection methods. The existing research results were reviewed from five aspects: characteristics of pedestrian-vehicle collision accidents, pedestrian injury evaluation indexes, source of pedestrian injuries, influencing factors of pedestrian-ground contact injuries, and pedestrian-ground contact injury protection methods, and the problems existing in the existing research were discussed. The development of pedestrian-ground contact protection methods was pointed out. The research on pedestrian-ground contact injuries still needs to be improved, and more research and tests of the mechanism and influencing factors of pedestrian-ground contact injuries are required. Through the review of existing pedestrian-ground contact injury protection technologies, it is pointed out that the risk of pedestrian injuries can be reduced in the future by

收稿日期:2023-04-22;**修回日期**:2023-05-05;**接受日期**:2023-05-06
基金项目:国家自然科学基金资助项目(51775056),长沙市自然科学基金资助项目(kq2208225),湖南省教育厅重点项目(22A0236)
通信作者:邹铁方(1982—)(ORCID:0000-0002-2972-5502),男,教授,主要从事交通安全、汽车安全方面的研究。E-mail:tiefang@163.com

optimizing the shape of the front of the vehicle，installing devices for ensuring pedestrian safety，and controlling the braking of the vehicle. In most accidents，the collision speeds are low and medium. At low speed，pedestrian-ground contact injuries can't be ignored，and they can be reduced by controlling the braking of the vehicle. In addition，the evaluation indexes of pedestrian-ground contact injuries are still insufficient. This paper can provide a reference for further research on the mechanism and protection methods of pedestrian-ground contact injuries.

Key words：traffic accident；pedestrian-vehicle accident characteristic；pedestrian-ground contact injury；source of pedestrian injury；influencing factor of injury；injury protection method

Foundation items：Project（51775056）supported by the National Natural Science Foundation of China；Project（kq2208225）supported by Natural Science Foundation of Changsha；Project（22A0236）supported by Key Projects of Hunan Provincial Department of Education

Corresponding author：ZOU Tiefang（1982—）（ORCID：0000-0002-2972-5502），male，professor，research interest：traffic safety and vehicle safety. E-mail：tiefang@163.com

0　引言

世界卫生组织发布的《2018年全球道路安全状况报告》指出道路交通事故是造成死亡的第八大因素[1]；世界卫生组织2023年的数据显示[2]每年因交通事故死亡的行人约119万人；我国2018—2021年的数据显示，行人事故死亡率虽从2017年的53.5%逐渐降低到2021年的34.6%，但行人受伤率却从54.4%增长到76.0%。以上数据显示行人的交通安全问题依然严峻。

在道路交通中，行人因无保护装置而易受伤，故被视为弱势道路使用者[4]（vulnerable road users，VRU）。在人车碰撞中，行人先与车辆发生第一次碰撞，再与地面发生第二次碰撞，两次碰撞分别产生人车碰撞损伤和人地碰撞损伤。虽然区分行人损伤是来自人车碰撞还是人地碰撞是一项挑战[5-6]，但大量研究结果表明人地碰撞造成的损伤极为严重[5-12]。OTTE等[5]通过分析1985—1999年GIDAS（German in-depth accident study）事故数据，发现65.0%的行人因与地面接触而受到损伤；NEAL-STURGESS等[6]基于一个包含63位行人的和7位骑自行车人的案例数据库，通过探索车辆行人保护系统在现实世界中的相关性指出，尽管地面碰撞损伤的严重程度通常比车辆碰撞损伤的低，但是对案例逐个分析发现第二次撞击的严重程度与第一次撞击的相当；SHI等[7]发现在低速（20.0、30.0 km/h）碰撞中，由地面碰撞造成的行人头部损伤更为严重，而导致这一现象的原因是在低速碰撞中人地碰撞线性加速度高于人车碰撞线性加速度[8]；SHANG等[9]通过分析1 221起德国行人碰撞案例发现，在碰撞车速低于40.0 km/h时，如果能避免地面碰撞损伤，可使总伤害成本降低2/3；GUILLAUME等[11]则指出当碰撞车速低于30.0 km/h时，简明伤害二级及以上等级的损伤（A_{IS2+}）中由地面撞击造成的占比超过50.0%。

综上所述，重视人地碰撞损伤能更好地保护不幸卷入事故中的行人。为更好地开展相关后续工作，须清晰认知人地碰撞损伤的研究现状。为此，本研究从人车碰撞事故特征、人体损伤来源、人体损伤评价指标、人地碰撞损伤影响因素及人地碰撞损伤防护方法这5个方面回顾已有研究成果，并对可行的人地碰撞损伤防护方法做出展望。

1　人车碰撞事故基本特征

1.1　车辆碰撞速度

车辆碰撞速度是人车碰撞事故中影响行人损伤严重程度的最重要因素。MIZUNO等[13]分析了美国某区域行人事故的累计频率与车辆碰撞速度的关系，分析数据显示，在该区域50.0%的事故车速低于25.0 km/h。总体而言，事故车速大多集中在10.0~50.0 km/h，且占比接近80.0%。

为了解碰撞速度对事故致命程度的影响，NIE等[14]根据IVAC（in-depth investigation of vehicle accidents in Changsha）事故数据绘制了行人伤害

风险曲线,发现约60.0%的行人损伤是在碰撞速度低于40.0 km/h下造成的;而当碰撞速度为65.4 km/h时,行人致死率约为50.0%。NEAL-STURGESS等[6]通过研究APROSYS(advanced protection systems)数据后发现,对行人造成严重伤害的平均碰撞速度为32.6 km/h,对行人造成致命伤害的平均碰撞速度为49.3 km/h。ROSEN等[15]对比了GIDAS数据库中事故案例和死亡案例的累计频率与碰撞速度之间的关系(图1),研究发现所有样本中碰撞速度的中位数为26.0 km/h,80.0%的事故发生在40.0 km/h车速以下;致死样本中碰撞速度的中位数是57.0 km/h,而在40.0 km/h车速下的致死率为24.6%。这些研究表明,行人损伤程度随车速的增加而加重,并且中低车速下的事故占比很大,行人损伤防护研究不可忽视。

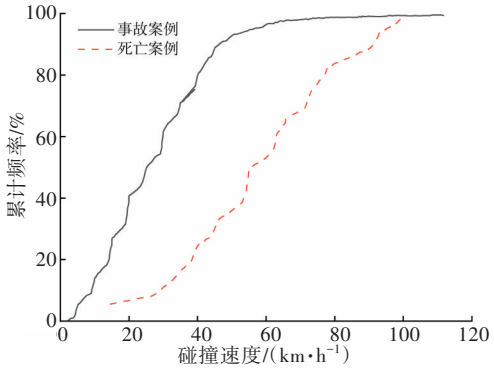

图1 文献[15]中事故案例和死亡案例的累计频率与碰撞速度的关系

Fig. 1 Cumulative frequency of accident cases and fatalities in relation to collision speed in literature [15]

1.2 行人步态

已有研究[16-18]表明,交通事故中行人步态对行人损伤有很大影响。ELLIOTT等[16]通过研究发现,行人步态影响人体头部的旋转角度和被撞后的运动学响应。UNTAROIU等[17]的研究表明,事故中行人被撞后的运动学响应受被撞前行人步态的高度影响。PENG等[18]指出行人步态对头部损伤有很大影响。

CHIDESTER等[19]通过分析美国行人碰撞数据(pedestrian crash data study, PCDS)中的521起行人碰撞事故,发现碰撞前超过一半(55.0%)的行人在步行,38.0%的行人在跑步或慢跑,仅4.0%的行人处于静止状态(另有3.0%的行人数据未知);87.0%的行人正在过马路,且大多数行人(75.0%)是从左侧或右侧被车辆撞击;KUEHN等[20]通过分析GIDAS数据发现,碰撞前56.1%的行人在步行,15.6%的行人在奔跑,仅9.8%的行人处于静止状态(另有18.5%的行人运动情况没有进行分类)。PCDS和GIDAS数据库中行人运动分布如图2所示。

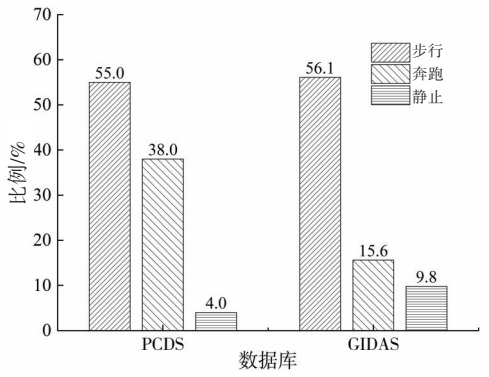

图2 PCDS和GIDAS数据库中行人运动分布占比[19-20]

Fig. 2 Percentage of pedestrian movement distribution in PCDS and GIDAS databases[19-20]

与PCDS和GIDAS数据不同的是,ZOU等[21]从150起事故视频中提取出行人奔跑、步行和应急三种步态序列,这三种步态序列的分布情况如下:奔跑序列(41.0%)占比最多,步行序列(25.0%)占比较小,除此之外也有很大一部分行人(34.0%)在事故中会采取应急状态,应急状态数据在国家车辆事故深度调查体系(national automobile accident in-depth investigation system, NAIS)中为62.0%[22],这三种步态序列按照行人速度从高到低排序依次为奔跑、应急、步行。

总体而言,以上研究成果表明,大多数行人在被撞前处于运动状态,并且主要遭受车辆的侧向撞击。

1.3 行人年龄

年龄是影响交通事故中行人损伤程度的重要因素之一。HENARY等[23]指出,随着年龄的增长行人受到致命伤的概率增加。图3总结了IHRA(international harmonized research activities)、APROSYS、IVAC和GIDAS这4个事故数据库的行人年龄分布占比情况,行人年龄分为16岁以下、16~60岁和60岁以上3个年龄段。其中,MIZUNO等[13]根据IHRA事故数据库对行人年龄分布进行了总结,并指出上述3个年龄段的行人分别占所有受伤行人的30.7%、48.6%和20.7%。NEAL-

STURGESS等[6]总结的APROSYS行人事故数据显示的年龄分布与IHRA数据的相似，即16岁以下、16~60岁和60岁以上的行人占比分别为23.1%、44.6%和32.3%。YANG等[24]对IVAC和GIDAS事故数据的研究结果表明：GIDAS的行人事故年龄分布与IHRA、APROSYS的类似，16岁以下、16~60岁和60岁以上的行人占比分别为32.5%、46.1%和21.4%；然而，与IHRA、APROSYS和GIDAS数据相比，IVAC事故数据的行人年龄分布呈现出显著差异，在IVAC中，16~60岁的行人占比高达82.2%，而相比之下，16岁以下和60岁以上的行人占比较低，分别为7.9%和9.9%，这一分布明显与前述3个数据库的不同。此外，CHIDESTER等[19]通过对PCDS数据进行分析，发现可以将行人年龄分为18岁及18岁以下、19~65岁和65岁以上3个年龄段，在该数据中这3个年龄段的行人占比分别为30.0%、58.0%和12.0%。

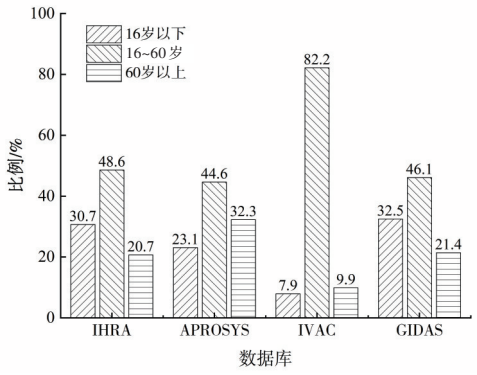

图3　不同事故数据库中行人年龄分布占比[6,13,24]

Fig. 3　Percentage of pedestrian age distribution in different accident databases[6,13,24]

1.4　行人落地姿态

行人和地面的首次接触部位以及行人落地时的旋转角度决定了行人的落地姿态。ZOU等[25]总结了150起真实案例中行人首次接触地面的身体部位分布情况，如图4所示。由图4可知，头部是首次接触地面频率最高的部位，占总案例的41.0%；其次是下肢和臀部，分别占33.0%、24.0%；背部首次接触较少，仅为2.0%。CROCETTA等[26]采用MADYMO多体仿真软件进行了648次行人/车辆碰撞仿真，发现臀部首次与地面接触的占比最高，占总仿真案例的40.0%；其次是头部和下肢，分别占31.0%和14.0%；除此之外，另有10.0%的案例无法区分是臀部还是下肢首次与地面接触，5.0%的案例不在此分类中。

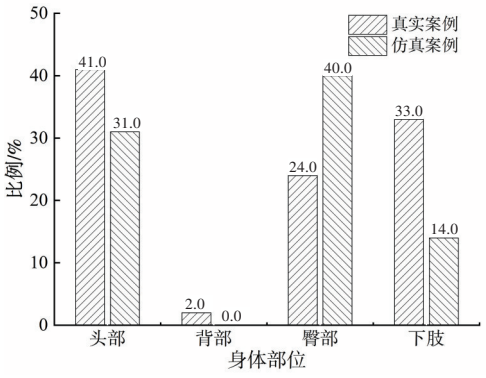

图4　真实和仿真案例中身体部位首次接触地面的比例[25-26]

Fig. 4　Proportion of body parts first touching the ground in real and simulated cases[25-26]

此外，有研究[27]表明，行人与地面的接触位置通常与碰撞车速有关，在低速碰撞下，头部直接撞击地面的比例更高。OTTE等[5]通过对事故分析也发现，在车速较低时，大多数情况为头部先与地面碰撞，而提高速度会导致全身旋转，从而影响行人落地姿态和地面碰撞损伤的严重程度。

2　人体损伤评价指标及耐受极限

2.1　行人综合损伤评价指标

简明伤害等级（abbreviated injury scale，AIS）最早在1969年由美国机动车医学促进协会（association for the advancement of automotive medicine，AAAM）的STATES提出[28]，记为A_{IS}。目前，A_{IS}已经广泛应用于人体损伤研究和医疗急救的创伤评级中。用1（轻微）~6（最大）表示行人遭受损伤的严重程度，如损伤程度为A_{IS2+}表示简明伤害等级为2~6，类似的还有A_{IS1+}、A_{IS3+}等，损伤程度为$A_{IS2\sim4}$表示简明伤害等级为2~4。

A_{IS}损伤评价指标应用广泛，但是A_{IS}是以等级划分损伤的严重程度，并不适用于对车辆进行优化等方面，为方便在对车辆优化时评估整体行人损伤，LI[12]基于A_{IS}和以往研究获得的伤害阈值提出加权伤害成本（weighted injury cost，WIC）评价指标，记为W_{IC}。该损伤指标考虑了身体各个部位损伤的医疗和辅助成本，以及事故中每种冲击配

置的相对频率,可将W_{IC}评分视为优化目标。考虑碰撞事故中广泛的撞击配置和行人总体伤害时,W_{IC}可以用于评估车辆对行人的攻击性程度,进而根据该指标优化车辆。W_{IC}的计算公式如下:

$$P = P_s \times P_h \times P_g \tag{1}$$

$$W_{IC} = \sum_{i=1}^{N} I_{Ci} \times P_i \tag{2}$$

式中:P_s为撞击速度的比例;P_h为行人高度的比例;P_g为行人步态的比例;N为模拟数量;I_C为伤害成本(injury cost, IC),是行人的头部、胸部、骨盆和下肢所有伤害的医疗成本和辅助成本的总和。

2.2 行人头部评价指标

头部伤害标准(head injury cost, HIC)是最常用的头部伤害评价指标,记为H_{IC},用来评估多体模拟和冲击器试验中由线性加速度造成的头部伤害的严重程度[29-32]。H_{IC}最初是由VERSACE[33]在韦恩州公差曲线(Wayne state tolerance curve, WSTC)的基础上开发的。WSTC显示了头部相应载荷的持续时间与颅骨骨折的头部线性加速度阈值之间的关系。

随后,美国国家公路交通安全管理局(national highway traffic safety administration, NHTSA)提出了最终版本的函数并计算H_{IC}值,H_{IC}的计算式见表1中的式(3)。式(3)中t_1、t_2为获得线性加速度的两个时间;a为头部线性加速度。KLEINBERGER[34]使用15 ms的时间长度计算H_{IC}[34],欧洲实验车辆委员会(European enhanced vehicle-safety committee, EEVC)将用15 ms时间长度计算的H_{IC}定为成人和儿童的行人头部伤害标准[35],通常记为H_{IC15}。

在车辆与行人碰撞过程中,头部的急速旋转可能导致严重的脑损伤[36]。TAKHOUNTS等[37]基于运动学开发了脑损伤标准(brain injury criterion, BRIC),记为B_{RIC},并用该指标评估车辆与行人碰撞中角速度引起的脑损伤风险(特别是脑震荡)[37-38]。B_{RIC}计算式见表1中的式(4)。式(4)中ω_x、ω_y和ω_z为头部三个轴向的最大角速度;而ω_{xc}、ω_{yc}和ω_{zc}分别为三个角速度的阈值。

在B_{RIC}的基础上,GABLER等[39-40]开发了一个二阶系统,即通用脑损伤标准(universal brain injury criterion, UBRIC),记为U_{BRIC}。U_{BRIC}可以用于评估基于角速度和角加速度的最大脑应变,U_{BRIC}的计算式见表1中的式(5)。式(5)中ω_j和α_j分别为头部角速度和角加速度在不同方向(j=x、y、z)的最大幅度;指数r为评估幅度的功率。

NEWMAN等[41]提出了头部撞击力指数(head impact power, HIP),记为H_{IP}。该指数考虑了行人头部在三个轴向方向上的线性和旋转运动,可以评估脑损伤。H_{IP}的计算式见表1中的式(6)。式(6)中m和I分别为人类头部的质量和惯性矩;a和α分别为头部线性加速度和角加速度。H_{IP}常被用于预测脑损伤。

本文对上述4项头部损伤评价指标进行了总结(表1)。4项头部损伤评价指标使用的主要参数各不相同,但主要都是围绕头部的线性加速度和角速度等参数提出的。MARJOUX等[31]通过一组包含61起真实世界事故的案例研究了H_{IC}和H_{IP}的头部伤害预测能力,以及模拟损伤监测器(simulated injury monitor, SIMon)和路易-巴斯德

表1 头部损伤评价指标

Table 1 Head injury evaluation indexs

标准	公式	公式编号	主要参数	来源
H_{IC}	$H_{IC} = \max\left\{\left[\frac{1}{t_2 - t_1}\int_{t_1}^{t_2} a \times \mathrm{d}t\right]^{2.5}(t_2 - t_1)\right\}$	(3)	头部线性加速度a	VERSACE[33]
B_{RIC}	$B_{RIC} = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}}\right)^2\left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}}\right)^2\left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}}\right)^2}$	(4)	头部三个轴向的最大角速度ω_x、ω_y和ω_z	TAKHOUNTS等[37]
U_{BRIC}	$U_{BRIC} = \left\{\sum_j\left[\omega_j(\alpha_j - \varphi_j)e^{\frac{-\alpha_j}{\varphi_j}}\right]^r\right\}^{\frac{1}{r}}$	(5)	头部角速度ω_j和角加速度α_j	GABLER等[39-40]
H_{IP}	$H_{IP} = ma_x\int a_x\mathrm{d}t + ma_y\int a_y\mathrm{d}t + ma_z\int a_z\mathrm{d}t + I_{xx}a_x\int a_x\mathrm{d}t + I_{yy}a_y\int a_y\mathrm{d}t + I_{zz}a_z\int a_z\mathrm{d}t$	(6)	头部惯性矩I、线性加速度a和角加速度α	NEWMAN等[41]

大学（Louis Pasteur University，ULP）提供的伤害机制相关标准。这项研究结果表明，尽管H_{IC}很简单，却能很好地预测颅骨骨折和脑损伤程度。但是，后续研究逐步指出了H_{IC}的缺陷，即该指标仅考虑头部线性加速度，无法预测由旋转速度引起的头部损伤。王方等[42]通过对10起人车碰撞事故案例进行人车运动学相应分析及颅脑损伤情况对比，指出采用同时考虑头部线性运动和旋转运动，且体现头部碰撞功率的H_{IP}准则评价颅脑损伤最为准确和有效，该结论与MARJOUX等的结论不同。

2.3　行人胸部损伤评价指标

EPPINGER等[43]提出基于测试对象年龄、体重和脊椎横向加速度的标准，即胸腔创伤指数（thoracic trauma index，TTI），记为T_{TI}。该指标用于评估胸部钝性损伤。T_{TI}计算式如式（7）所示：

$$T_{TI} = 1.4A_{ge} + 0.5\left(R_{IBY} + T_{12Y}\right) \times \frac{M_{ASS}}{M_{ref}} \quad (7)$$

式中：A_{ge}为受试者的年龄；R_{IBY}为同侧第4根或第8根肋骨的最大横向加速度（取决于哪个加速度更高），m/s^2；T_{12Y}为第12根胸椎的最大横向加速度，m/s^2；M_{ASS}是受试者的质量，kg；M_{ref}是50百分位成年男性的质量，75 kg。

VIANO等[44]提出了黏性反应、压缩反应、脊柱加速反应和力反应的胸廓损伤函数以及相应的损伤评价指标，即黏性标准（viscous criterion，VC）、压缩标准（compression criterion，C）、脊柱加速标准（spinal acceleration criterion，GSP）和力标准（force criterion，F），分别记为V_C、C、G_{SP}和F。其中，V_C为胸腔变形速度和胸腔压缩变形率的乘积，如式（8）所示：

$$V_C = V(t) \times C(t) = \frac{\mathrm{d}\left[D(t)\right]}{\mathrm{d}(t)} \times \frac{D(t)}{b} \quad (8)$$

式中：$D(t)$为胸部变形位移；$V(t)$为胸部变形速度；b为初始躯干厚度；$C(t)$为胸部变形率。

G_{SP}为第1、第8和第12胸椎横向加速度中的最大值，m/s^2。C由胸部瞬时变形除以沿冲击轴线的初始躯干厚度计算获得。F为胸腔所受力的峰值。

VIANO等[44]对14具尸体进行了44次侧向钝性撞击试验，并根据生物力学反应和伤害的逻辑分析结果指出，在胸部和腹部撞击中，黏性标准与伤害的相关性好于压缩标准与伤害的相关性。

2.4　行人下肢损伤评价指标

在下肢的损伤评价指标中，股骨骨折弯矩、胫骨骨折弯矩、膝盖极限弯曲角度及剪切位移常被用来衡量行人下肢损伤程度。相关人员通过尸体试验对股骨骨折和胫骨骨折的弯矩进行了许多研究，KERRIGAN等[45]对此进行了总结，并指出股骨骨折和胫骨骨折的阈值通常因加载类型、年龄和性别的不同而不同。KERRIGAN等[46]提出股骨骨折和胫骨骨折的损伤风险曲线，该损伤风险曲线显示，以50.0%的骨折概率为基准，在股骨的远端1/3处加载弯矩为372.0 N·m，在其中轴处加载弯矩为447.0 N·m，而在胫骨中轴处加载弯矩为312.0 N·m。此外，MO等[47]通过研究胫骨不同位置的弯曲承受力，得出胫骨弯曲容限的回归曲线，并指出胫骨骨折限值在很大程度上依赖于车辆与行人的碰撞位置。

膝关节的弯曲和剪切反应通常用来作为膝盖损伤的评价指标。部分研究基于尸体试验得出了膝关节剪切力/位移和弯曲力矩/角度的阈值，MO[48]在博士论文中进行了总结，并指出膝关节弯曲角度的损伤阈值范围为9.0°~16.3°，剪切位移为12.0~25.2 mm。

2.5　行人骨盆损伤评价指标

骨盆损伤通常用侧向撞击力的大小进行评估。CESARI等[49]通过尸体测试对骨盆进行横向撞击研究，表明中等身材的成年男性和娇小身材的成年女性可承受的撞击力分别为10.0、4.0 kN。但VIANO等[44]通过对14具尸体进行44次侧向钝性撞击试验研究，指出骨盆的骨折与骨盆的压缩量有关，而与撞击力或骨盆加速度无关，并且将27.0%的骨盆压缩量设定为骨盆的容忍值。

3　人车碰撞中人体损伤来源

在人车碰撞中，行人损伤主要来源于与车辆的第一次碰撞及随后与地面的第二次碰撞。已有研究表明，行人损伤大部分产生于第一次碰撞，但

在低速交通事故中地面碰撞所致损伤可能更为严重[5,10,11,32,50-54]。头部、上下肢是地面碰撞造成行人损伤的主要身体部位[10,11,50,54]。胸部损伤也不容忽略,SHANG等[10]研究发现行人胸部损伤集中在中高等损伤风险等级中,并指出胸部损伤很可能是由较高的地面碰撞力造成的[53]。

PCDS的数据指出,在所有类型的车辆对行人造成的伤害中,由地面接触造成的伤害约占19.0%[50]。OTTE等[5]通过分析1985—1999年GIDAS的事故数据,发现约65.7%的行人因与地面接触而受到伤害,超过70.0%的行人因与地面碰撞而遭受软组织损伤。此外,通过英国真实事故的详细现场分析(on the spot, OTS)发现,超过35.0%的伤害以及超过30.0%的非轻伤或致命伤是由地面接触造成的[51],如图5所示。

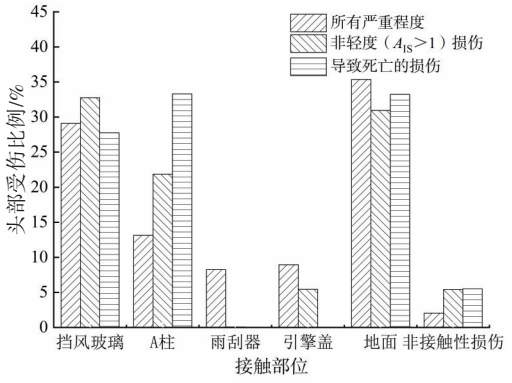

图5 文献[51]中英国事故中行人头部受伤的主要原因

Fig. 5 Main causes of head injuries to pedestrians in UK accidents in literature [51]

地面接触造成的行人损伤占比较大,而车辆碰撞速度决定着地面接触造成行人损伤的严重程度。ASHTON等[55]通过一项事故研究分析了行人头部受伤的原因,结果如图6所示。由图6可以看出:当碰撞速度高于40.0 km/h时,行人因与车辆接触而遭受严重头部伤害的风险更高;当碰撞速度低于25.0 km/h时,由地面接触造成的行人损伤严重程度更高。

冯成建等[52]运用MADYMO仿真软件开展了不同车速下的人车碰撞试验,也发现行人损伤来源与碰撞车速有关。当车速高于40 km/h时,行人头部损伤主要来源于车辆撞击;当车速低于30 km/h时,人地碰撞损伤比人车碰撞损伤更严重。TAMURA等[32]利用两个有限元车辆模型和一

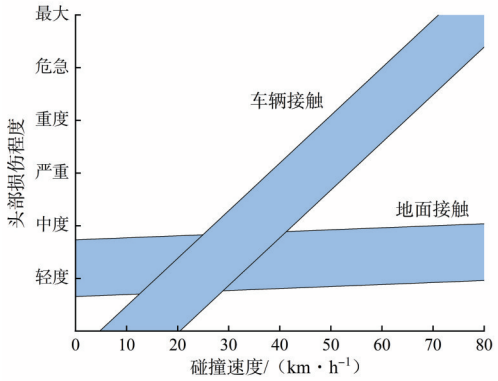

图6 文献[55]中提出的车辆和地面接触损伤程度与碰撞速度之间的关系

Fig. 6 Degree of vehicle and ground contact injuries in relation to collision speed in literature [55]

个50百分位行人模型进行了一系列模拟,同样发现在低速(车速降低至25 km/h)碰撞下,地面接触也会给行人造成严重的脑损伤。

GUILLAUME等[11]基于一组包含100起真实世界的事故数据对与碰撞车速有关的行人损伤来源进行分析,同样发现地面接触造成行人损伤的占比很高,当碰撞车速低于30 km/h时,由地面接触造成的A_{IS2+}伤害的占比高达57.0%。此外,该研究还指出,地面接触造成行人中度或严重损伤的受伤部位主要是头部、上肢和下肢。

在胸部损伤研究方面,邹铁方等[53]通过PC-Crash软件对64起事故进行了再现,并分析对比了行人胸部与车辆、地面接触的最大碰撞力,指出行人与地面接触产生的胸部最大碰撞力更高,由碰撞力造成的行人胸部损伤主要来源于地面接触。

在地面接触造成的行人损伤中,低损伤等级的案例占比较大。SHANG等[10]通过对1 221起德国行人碰撞案例分析,指出43.2%(527起)的案例损伤是由地面接触造成的。其中,在A_{IS1}级损伤(740起)中,57.3%(424起)的案例损伤是由地面接触造成的;同样的,在A_{IS2}级损伤(302起)中,24.2%(73起)的案例损伤是由地面接触造成的,且这一比例随A_{IS}级别的提高逐渐降低,如图7所示。

在地面接触造成的A_{IS2+}损伤中,行人头部损伤占比最大[56],如图8所示。行人头部损伤在A_{IS2}、A_{IS3}、A_{IS4}和A_{IS5}等级中的占比分别为25.7%、46.5%、56.0%、43.0%。此外,行人上肢(36.6%)、下肢(15.8%)损伤也常常出现在A_{IS2}等级中;行人的胸

部损伤主要是地面接触造成的，在A_{IS3}、A_{IS4}和A_{IS5}等级中，行人胸部损伤占比分别为27.3%、33.0%和14.0%。

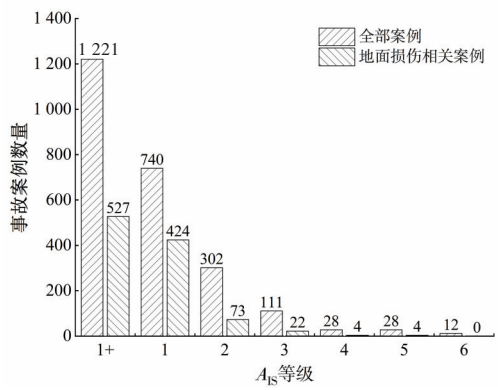

图7　文献[10]中地面接触相关损伤的案例分布

Fig. 7　Distribution of cases of ground contact-related injuries in literature [10]

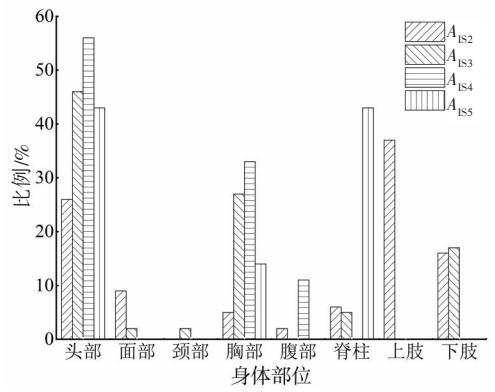

图8　文献[56]中提出的不同A_{IS}等级人地接触伤害的身体部位分布

Fig. 8　Body parts with pedestrian-ground contact injuries at different A_{IS} levels in literature [56]

为更好地了解车辆接触和地面接触对行人头部伤害的影响，BADEA-ROMERO等[54]对205起事故案例进行了详细研究。该研究结果显示，约48.0%的行人因与地面接触造成头部损伤，其中，遭受中度或更严重伤害的行人占比约为26.4%，而因与车辆接触造成头部损伤的占比为38.9%。ROUDSARI等[50]通过分析一组PCDS数据发现，在轻型卡车的事故中，地面接触对行人造成的伤害主要为头部损伤（39.5%）和上肢损伤（37.3%）。

综上所述，在人车事故中车辆接触和地面接触均会给行人带来严重损伤，在高速碰撞中由车辆接触造成损伤的严重程度相对较高。但是，在行人事故数据中显示，仍有相当大比例的非轻度伤害是由地面接触造成的，并且在低中速碰撞中，行人与地面接触也会造成严重的甚至致命的伤害，约8.7%的严重或致命的头部伤害是由地面接触引起的[57]。头部、上下肢及胸部是地面接触致行人损伤的主要身体部位，其中头部损伤是导致行人死亡的主要原因[58]，减少因地面接触导致的行人头部、上下肢以及胸部损伤对提升行人安全具有很大的潜在益处[4]。

4　人地碰撞损伤影响因素

影响人地碰撞损伤严重程度的因素有很多，常见的有车辆碰撞速度、行人初始姿态和车辆引擎盖前缘高度等[59-60]。此外，由这些因素引发的行人旋转角度、头部加速度和行人落地姿态等也与行人损伤程度显著相关[7]。

4.1　车辆碰撞速度

车辆碰撞速度是导致行人死亡和受伤的主要影响因素[61-62]，碰撞车速的高低直接影响行人被撞后的飞行距离、旋转角度和人地碰撞损伤程度[56]。

SIMMS等[63]设计了行人与不同车辆撞击的仿真试验，发现随着撞击速度的提高，身体各部位（头部、骨盆和胸部）在与地面接触过程中受到伤害的严重程度具有不同的变化趋势。与车辆碰撞不同的是，行人与地面碰撞的接触力不仅非常大而且变化随机，因此地面接触造成的损伤风险更加不可预测，尤其在中低速碰撞时，地面接触造成的骨盆损伤比车辆接触造成的更为严重。KENDALL等[64]通过模拟一系列车辆与行人的碰撞发现，车辆接触和地面接触造成的行人头部伤害风险往往随车速的增加而增加。

在人地接触机制与车速的关系研究方面，有诸多研究[7,56,59-60,65-66]表明车辆撞击速度决定着行人落地运动学响应。SHI等[7]使用MADYMO软件对5种不同车辆撞击速度下的事故进行模拟和分析，指出行人落地旋转角度和车速之间具有显著的相关性；陈奇等[66]指出行人抛距也主要受碰撞车速的影响；HAMACHER等[65]发现降低车速会减少行人的旋转角度，降低行人抛出的高度及缩短抛出距离，进而降低人地碰撞损伤程度；SHANG

等[56]通过研究车速和行人抛距的关系也表明,较高的车速会产生较大的行人抛距,给行人带来更大的伤害。

4.2 行人初始姿态

在发生撞击前,行人姿态如行人相对车辆方向、运动状况、步态和膝盖关节弯曲程度等,对行人与车辆撞击的方向角度,行人头部与车辆撞击的严重程度[67],以及随后与地面撞击造成行人损伤的严重程度[7]均会产生影响。

在车辆与行人碰撞时,行人的横向速度会影响行人的运动学以及随后人地碰撞机制。TAMURA等[68]利用经过验证的带有详细大脑的行人有限元模型,对行人因与地面碰撞引起的创伤性脑损伤(traumatic brain injury, TBI)进行研究,发现行人的横向速度影响其被撞击后的运动学和动力学响应,可能给行人带来严重的TBI。SIMMS等[63]使用MADYMO软件模拟车速为5 m/s时的人车碰撞,并分析撞击不同姿态的行人产生的人地碰撞接触力。结果表明,地面接触力随行人初始姿态的不同而不同,其中行人正面和侧身对着车辆时产生的地面接触力最高,且容易造成损伤程度较为严重的头部损伤;当行人以45°面对车辆时,产生的地面接触力较低。

在1.3节中,本文讨论了行人初始姿态的分布以及各个步态序列的速度分布,从整体上看,奔跑、步行和应急三个步态序列按照速度从高到低排序依次为奔跑、应急、步行。此外,ZOU等[21]得出了各个步态序列下地面接触造成的头部损伤H_{IC}平均值,如图9所示。从图9可以看出,在不同撞击速度下,三种步态按照行人与地面接触造成的头部损伤程度从高到低排序依次为奔跑、应急、步行,这表明行人速度可能会影响行人损伤程度,但产生影响的过程还不明确,须进一步研究。

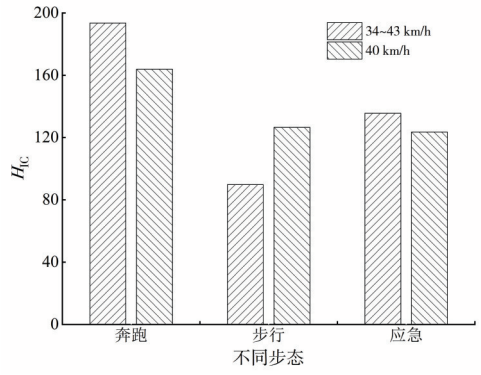

图9 文献[21]中指出的不同步态序列下因与地面接触造成的头部损伤H_{IC}平均值

Fig. 9 Mean H_{IC} of head injuries due to ground contact in different gait sequences in literature [21]

4.3 车辆前部形状

在交通事故过程中,行人与车辆接触的位置通常在车辆前部,正如SIMMS等[4]指出车辆前部形状会影响行人与车辆接触的时间、撞击位置、撞击速度和撞击力,从而影响人体损伤程度。

一般而言,在车辆碰撞中,行人的下肢首先接触到车辆的前保险杠。因此,车辆保险杠的形状影响行人下肢的损伤程度[4]。OTTE[69]对GIDAS数据的研究表明,保险杠的高度对事故中行人的膝盖损伤有影响,并且相较于矩形的保险杠而言,较平滑的保险杠对行人膝盖的损伤风险较低。同样,MATSUI[70]在研究中指出车辆保险杠和行人膝盖的相对高度对行人下肢损伤程度有一定的影响,该研究还表明,造成行人股骨骨折、膝关节韧带损伤和胫骨骨折的平均归一化保险杠下缘高度(保险杠下缘高度/膝盖高度)分别为0.95、0.79和0.78。

引擎盖前缘通常是交通事故中行人与车辆接触的第二个结构,也是成年行人大腿和骨盆以及儿童胸腔和头部的主要接触部位[4]。在行人与引擎盖前缘接触的研究中,HAN等[71]指出行人与车辆正前方接触最频繁,这些接触在很大程度上影响人地碰撞机制及最终行人损伤程度。同时,诸多研究[72-76]表明,头部运动学和损伤受引擎盖前缘高度(bonnet leading edge heights, BLEH)的影响较为显著,BLEH是人地接触机制的主要影响因素。已有研究[32,63,77]表明,行人被撞击后的运动学在很大程度上受BLEH的影响,这种影响进一步影响行人的损伤风险。

YIN等[78]采用多体模拟软件研究了车辆前部形状对人地接触机制的影响,以及引擎盖前缘高度、引擎盖角度、引擎盖长度和挡风玻璃角度对地面接触造成的头部损伤严重程度的影响,通过对比不同影响因素下的行人头部损伤H_{IC}指出,引擎盖前缘高度是影响行人受伤程度的最主要因素。SHANG等[10,79]通过对德国深度事故数据库中行人数据进行分析,以及对一组真实世界的碰撞数据

进行逻辑回归分析，进一步指出较高的引擎盖前缘可能会增加头部遭受A_{IS2+}损伤等级的风险。

为了分析BLEH与人地接触损伤的关系，SIMMS等[80]通过模拟不同车辆形状和撞击速度下的交通事故，分析事故中人地接触运动学。该研究表明，BLEH与人地接触造成的头部损伤风险之间存在一定的关系，并指出高车头车辆更容易造成严重的人地接触头部损伤，而较低的BLEH会导致行人的旋转角度更大[56,81]。SHANG[56]在研究中首次展示了真实事故碰撞中标准引擎盖前缘高度（normalized bonnet leading edge heights，NBLEH）与行人全身旋转的关系，并指出较小的NBLEH也会产生较大的全身旋转速度，从而影响人地接触损伤风险。

在BLEH影响行人损伤的方面，TAMURA等[68]通过研究表明，对于高车头的车辆，即使在较低的碰撞速度下，行人也会遭受严重的损伤。为进一步研究BLEH对人地接触造成的头部损伤风险的影响，CROCETTA等[26]使用MADYMO多体模拟软件研究了车辆-行人碰撞事故中车辆前部高度和形状对人地碰撞机制和头部撞击地面速度的影响。该研究结果表明，当成年行人头部无法避免与地面发生撞击时，低车头的车辆导致头部与地面的撞击速度较高车头车辆的低，高车头的车辆导致成人头部与地面碰撞的严重程度较低车头车辆的更高，损伤风险更高。但是，在车速为40 km/h时，低车头车辆导致行人的旋转角度大于270°，行人着地速度更高，头部损伤风险更大，HAMACHER等[65]和GUPTA等[82]也得出同样的结论。

以上研究结果表明，在优化车辆前部形状时，有必要考虑引擎盖前缘高度对身高各异的行人及不同身体部位损伤的影响。单纯地增加或降低引擎盖前缘高度并不会降低行地面接触造成的损伤风险，应在一个完整的事故过程中同时考虑车辆接触和地面接触对行人损伤的影响，并在此基础上对车辆前部形状进行优化。

4.4　行人旋转角度

关于第一次碰撞后行人的旋转角度与第二次碰撞之间的关系，HAN等[83]指出，包含引擎盖前缘高度在内的车辆前部形状决定了第一次碰撞后的行人旋转角度，行人旋转角度和运动学影响行人的落地机制，如身体各部位落地的顺序、行人的着陆姿势和最终的着陆位置等[84]。此外，即使在低速（25 km/h）碰撞下，地面接触也会因头部较高的旋转加速度造成H_{IC}值高达1 000甚至更高的头部伤害[32]。SIMMS等[80]通过对不同形状车辆和撞击速度下的事故进行模拟，分析事故中行人-地面接触的运动学，发现当行人与地面接触时，如果行人身体以一定旋转速度离开地面，行人头部损伤风险会降低。另外，SHI等[7]通过定义行人旋转角度范围（pedestrian rotation angle ranges，PRAR），研究了行人旋转角度与落地机制的关系，并指出两者之间高度相关且PRAR可用来预测头部损伤程度。

以上研究表明，事故中行人的旋转角度对其损伤程度有正面或负面影响，在进行行人防护时可以考虑利用行人旋转角度的积极作用来降低人地接触损伤风险，同时还可以利用行人旋转角度对行人头部损伤进行预测和评估。

4.5　行人落地姿态

行人运动学影响行人的落地姿态，而行人落地姿态决定头地接触损伤的严重程度[84]。此外，行人落地姿态的多样性或许是地面接触导致行人损伤程度难以预估的原因。

部分学者[26,78]研究了行人落地姿态对行人损伤程度的影响。CROCETTA等[26]通过对比分析行人在不同落地姿态下的头地碰撞速度大小，提出了6种行人落地机制（M1、M2、M3、M4、M5.1、M5.2），如图10所示。在M1落地机制中行人头部首先接触到地面，并且行人躯干旋转角度为90°~180°，这一机制使行人头部向地面旋转，增加了头部与地面的碰撞速度，使头部产生较大的损伤。M3落地机制与M1类似，同样是行人头部先与地面接触，但M3机制下的行人身体旋转角度大于180°，这种机制使行人头部向远离地面的方向旋转，减小了头部与地面的碰撞力，降低了头地碰撞速度。这表明对于头部先着地的案例，头地碰撞速度也会存在差异，不同的旋转角度会加剧或降低头部地面撞击力，从而增大或减小行人头部损伤风险。在M2落地机制中，行人旋转角度小于90°，骨盆先与地面接触，然后是腿部和头部，在这种机制下，头部和地面之间的碰撞存在缓冲，从而

降低了行人头部的损伤程度;在与M2相差甚远却产生相同效果的M4机制中,行人身体旋转角度大于270°,同样是骨盆和腿部先与地面接触,减小了头部与地面的碰撞力。M5.1和M5.2机制往往产生于高车头车辆以及儿童交通事故中。在M5.1机制中,行人与车辆接触后躯干和头部绕着下肢向车辆方向旋转,垂直方向上的作用力与车辆作用于行人的力相抵消;与之相反的是,在M5.2机制中,行人与车辆接触后,行人躯干绕着下肢向远离车辆的方向旋转,垂直方向上的作用力加剧了行人的旋转速度,增大了头部与地面的碰撞力。此外,ZOU等[25]观察到一种新的落地机制(图11),在该落地机制中行人头部、骨盆和躯干的旋转角度小于90°,而下肢的旋转角度为90°~180°,使行人头部、骨盆和躯干在零旋转速度作用下与地面碰撞,该研究将这种机制命名为M6。

YIN等[78]通过对比行人不同落地姿态造成的头部损伤H_{IC15}得分分析行人落地姿态与地面撞击损伤之间的关系。该研究结果表明,行人头部先着地产生的H_{IC15}值最高;当行人的骨盆或腿部先接触地面时,头部与地面接触在一定程度上得到缓解,此时产生的H_{IC15}值最低。当然,不同落地姿态与行人旋转角度有关,在H_{IC15}值最高的案例中,90°~180°的行人旋转角度使头部向地面旋转,加剧了头部与地面间的冲击力,从而产生最严重的损伤。

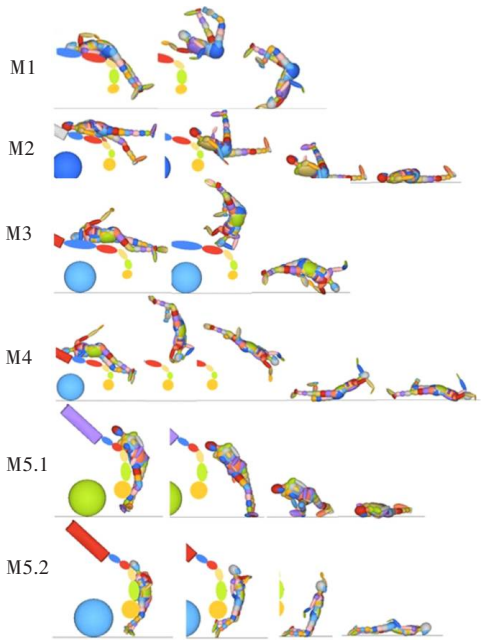

图10 文献[26]中提出的6种行人落地机制

Fig. 10 Six types of pedestrian-ground contact mechanisms in literature [26]

图11 文献[25]中新增的一种M6行人落地机制

Fig. 11 A new M6 pedestrian-ground contact mechanism in literature [25]

行人落地姿态对人地接触损伤有着重要的影响,不同的落地姿态会产生不同的损伤。行人头部先着地往往产生较高的头部损伤;当行人的身体与地面的初始接触发生在骨盆、背部或腿部时,可在一定程度上减轻头部与地面的接触,头部与地面的撞击严重程度会大大降低[26-27,78,85]。但是仅仅关注行人与地面的接触部位并不能完全预测行人的损伤程度,正如上述研究结果,行人在不同旋转角度下的落地姿态产生的损伤程度不同。有关行人落地姿态与损伤程度的关系仍不太明确,还须进一步开展研究。

4.6 地面损伤的其他影响因素

邹铁方等[86]通过PC-Crash软件再现了145起人车碰撞事故案例,并将控制车辆制动以延长人车相互作用时间的仿真案例的行人损伤程度与真实事故的进行对比,结果表明延长人车相互作用时间可以显著降低人车事故造成的行人损伤。

ZOU等[87]提出可以通过控制车辆制动对行人安全进行防护,并通过对不同因素(车辆类型、车辆速度、行人尺寸和行人姿态)组合下的情况进行一系列完全制动和控制制动的对比模拟,分析制动对人地接触损伤的影响。结果表明,通过控制车辆制动而非完全制动车辆,可以降低行人与地面接触的总体损伤。

5 人地碰撞损伤防护方法

相较于人地碰撞损伤来源与损伤影响因素的大量研究成果,如何对人地碰撞损伤进行防护的研究却很少。人地碰撞损伤防护方法主要有两条技术路线:其一是通过外部气囊减缓甚至避免人地碰撞;其二是通过控制车辆运动改

变人体落地姿态。

5.1　气囊路线

行人安全气囊是重要的行人损伤防护方法之一。当行人与车辆之间的碰撞不可避免时，为降低行人因与地面接触造成的损伤，最有效的方法之一是通过设置外部行人气囊减少人地碰撞。OTTE等[5]研究表明，在车辆外侧前引擎盖上加装一个或多个安全气囊，可以有效控制人地碰撞机制。具体来说，这些安全气囊可以改变第一次碰撞后行人的飞行轨迹，抑制行人向前运动，避免头部先与地面接触，进而降低地面对行人的冲击载荷及行人损伤风险。

此外，为减少行人与地面接触，KHAYKIN等[88]发明了事故后将人体粘到车上的专利。类似的，GUPTA等[89]研究了涂有黏合剂的行人安全气囊对人地碰撞的防护效果。这一设想旨在通过防止行人在与车辆碰撞后被抛出，或降低行人被抛出时的速度和旋转速度，使行人与地面接触时获得较高的头部位置，从而降低地面接触造成的二次损伤风险。

通过第4节对人地碰撞损伤影响因素的分析得知，控制行人在第一次碰撞后的旋转角度可以有效降低行人损伤风险，GUPTA等[82]的研究也证明了这一结论。此外，HIDETOSHI等[90]提出一种创新性保护策略，即在车辆与行人发生第一次碰撞时通过控制装置将行人盆骨稳定并约束至身体重心附近。这一举措不仅可以降低行人上半身特别是头部的角速度，而且可以抑制腿部摆动，使行人腿部与地面先接触，从而大大降低行人头部的损伤风险，同时避免行人被车辆碾压。

为通过控制行人运动降低行人损伤风险，首先应对事故中行人的运动学有足够的了解，并在此基础上发明可以控制行人在事故中运动的装置。然而，研发能够在广泛事故中均有效果的装置是困难的，这需要相关人员的进一步努力。

5.2　控制车辆制动策略

行人安全气囊保护措施主要是被动安全技术。ZOU等[87]于2019年首次提出通过控制车辆制动策略降低人地碰撞损伤风险的主被动一体化安全技术。这一技术显著区别于传统的事故制动策略，后者通常在发现事故不可避免时立即完全制动。而控制车辆制动策略是在事故不可避免时先采取完全制动，当行人头部与车辆接触后松开车辆制动，持续一定时间后再次完全制动车辆。该制动策略旨在有效避免行人在事故中被车辆碾压。

图12为制动控制方法的减速度曲线，事故发生时行人在t_0时刻与车辆第一次接触，在t_1时刻行人头部与车辆第一次接触。在t_0~t_1时间段内完全制动车辆以降低行人头部与车辆碰撞时的速度，在t_1之后行人与车辆速度基本相等，此时松开制动使行人随着车辆减速并使车辆托着行人，以抵消重力在垂直方向对行人的作用，降低行人与地面的撞击速度；直到t_2之后再次完全制动车辆以避免行人被碾压。

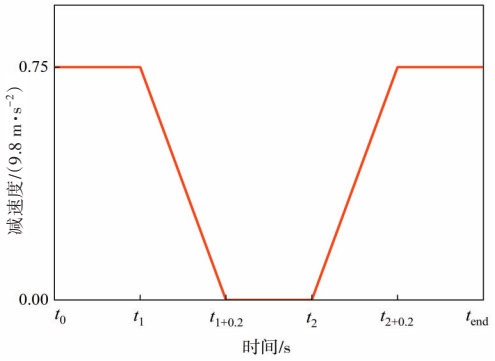

图12　制动控制方法的减速度曲线[87]

Fig. 12　Deceleration curves for braking control methods[87]

为研究这一技术在对行人防护方面的有效性，一方面，ZOU等[25,87]通过对比控制制动案例与真实世界事故中的实际制动案例，发现通过控制制动策略可以大幅减少行人头部和盆骨受到的损伤及人地接触总损伤，该控制策略在降低人地碰撞损伤方面具有巨大潜力。另一方面，邹铁方等[91]通过虚拟仿真系统进行了480次仿真试验，分析了完全制动和控制制动对交通事故中人地接触损伤的影响，发现在最优控制制动策略下可以减少约90.0%的地面碰撞损伤，并且不会增加车辆接触损伤。该研究证实了控制制动可以有效减少人地接触损伤，且在控制制动中可以拉近人车之间的距离。这一发现为未来在车辆外部安装安全装置，如外部安全气囊等，提供了更多可能，可以更有效地保护行人的安全。

控制车辆制动策略对行人安全防护是有效

的,但是通过一种方法控制不同形状的车辆制动是很困难的[92],且上述研究未提出确定车辆再次制动时间t_2的实践方案。为此,ZOU等[87]提出了三项车辆再制动规则,旨在利用可预期的车载监控设备能力确定t_2。然而,这一技术对监控设备性能有较高要求,因此须进一步研究与优化,以确保该技术在实际中得到应用。

6 问题与展望

本研究论述了人车碰撞事故中的基本特征、行人的主要损伤来源以及人地碰撞的机制和影响因素,最后对相关文献中提出的行人保护方法与装置进行分析。

6.1 存在的问题

在现行的有关行人损伤评价指标中,大多数标准只在人车碰撞中得到了验证,而对人地碰撞中身体各个部位损伤程度的预测效果还未得到很好的验证。因此,评估各个损伤评价指标在人地碰撞损伤中的预测效果是有必要的,这对未来行人防护方法的研究至关重要。

儿童碰撞损伤特性与成人的不同,儿童头部与地面的碰撞速度通常比成人的高,且在碰撞速度大于32 km/h时,儿童头部与地面的撞击比与车辆的撞击更严重[27]。除此之外,儿童损伤对引擎盖前缘高度的反应机制与成人的也不同,PRITZ等[72]指出安全车辆前部的引擎盖前缘高度并不能为儿童提供有效的保护,LI[12]优化的最佳运动型多用途汽车和货车形状也未能为儿童提供最佳防护,还有待进一步研究。

在仿真软件方面,SHANG等[93]基于6辆车撞击行人尸体试验,对MADYMO中的多刚体行人模型再现事故的能力进行了评估,表明对于主要碰撞过程的时间和整个地面接触机制,该模型一般能取得合理的结果,但是其复制单个试验的能力有限。该研究还指出,仍须开展更多的研究以提高MADYMO行人模型对地面接触损伤的预测能力。多刚体仿真软件PC-Crash中的多体行人模型在人地碰撞事故中的再现能力尚未得到验证。为了评估和完善该模型的准确性,须结合实际尸体试验数据进行验证和优化。

碰撞车速、行人的运动与姿态、行人与车辆的接触位置对行人运动学以及人地接触机制有显著影响。在人车碰撞事故中,碰撞车速是影响行人损伤程度的主要因素[61-62]。在碰撞车速方面,在中低车速下造成行人损伤的事故占比较高,且碰撞车速对行人的旋转角度、抛出高度和距离等具有显著影响。大多数行人是在运动时被车辆横向撞击,碰撞车速和行人的运动姿态不仅影响第一次碰撞的损伤程度,而且会影响第一次碰撞后行人的运动轨迹以及行人的落地机制,从而与行人第二次碰撞损伤具有显著相关性。以上诸多地面碰撞损伤影响因素之间互相均有联系,且某单一因素对地面碰撞损伤的影响往往受其他因素的限制,因此在进行事故再现、车辆尺寸优化等工作时,应综合考虑事故特性,以获得更有效的结果。

在人地碰撞损伤防护研究中,通过控制行人运动轨迹进行防护的方法,如在车辆外部安装行人安全气囊及利用黏合剂将行人黏附在车辆上,均未经实践检验,须进一步深入研究,以期将其应用于实际以降低人地碰撞损伤。而通过控制车辆制动降低行人损伤的方法,已通过大量仿真及与真实世界的事故进行对比,验证了该方案在人地碰撞损伤防护中的巨大潜力。考虑在低速碰撞中人地接触造成的损伤可能比人车接触造成的更为严重,通过控制车辆制动可能会产生有效防护,加之在低速碰撞条件下对行人进行防护比在高速条件下更容易实现[63],故此方法非常值得推荐。但如前文所述,这一技术通过一种方法控制不同形状车辆的制动以达到行人安全防护的目标是非常困难的,还须开展更多的后续研究,特别是在针对具体车型制定具体制动控制方法方面。

6.2 未来展望

由人车事故的碰撞速度分布可以看出,中低速碰撞事故占比较大。随着车辆智能化的发展,这一占比还会增大。虽然相对于高速碰撞,中低速碰撞事故造成的行人严重损伤比例较小,但是在高速碰撞事故中对行人损伤防护的效果可能微乎其微[94],而对中低速碰撞事故,通过控制车辆制动降低人地碰撞损伤比在高速碰撞下更容易实现。由于对低速碰撞事故进行研究和防护将产生

最佳效果及巨大收益[56,63],故应该加强研究低速碰撞下人地碰撞损伤的防护方法,可从以下3个方面努力:

1)碰撞车速、行人初始姿态和车辆前部形状对人地碰撞损伤具有显著影响。分析人地碰撞机制时应考虑车辆与行人碰撞的整个过程,从第一次碰撞开始对行人的运动学和动力学进行剖析,以揭示不同行人与地面接触的落地机制、落地顺序等运动学响应的具体原因。

2)地面接触造成的行人损伤部位主要是行人头部和上下肢,行人的胸部损伤比例也相对较大,因此未来可以主要对行人这3个部位进行防护。值得一提的是,行人的脊柱也会遭受严重损伤,故对脊柱的防护可与胸部同时进行。

3)为降低地面接触造成的行人损伤,今后可以通过3个途径实现,即优化车辆前部形状(主要对引擎盖前缘高度优化)、安装行人安全装置约束行人运动学及制定合理的控制车辆制动策略。

[参考文献]

[1] World Health Organization. Global status report on road safety 2018: summary [EB/OL]. (2018-12-24) [2023-04-19]. https://www.who.int/publications/i/item/WHO-NMH-NVI-18.20.

[2] World Health Organization. Road traffic injuries [EB/OL]. (2022-06-20) [2023-12-13]. https://www.who.int/zh/news-room/fact-sheets/detail/road-traffic-injuries.

[3] China Statistics Press. National Bureau of Statistics. China Statistical Yearbook (2018—2022) [EB/OL]. (2022-02-27) [2023-04-09]. https://www.stats.gov.cn/sj/ndsj/.

[4] SIMMS C K, WOOD D. Pedestrian and cyclist impact: a biomechanical perspective [M]. Dordrecht: Springer, 2009.

[5] OTTE D, POHLEMANN T. Analysis and load assessment of secondary impact to adult pedestrians after car collisions on roads [C]//Proceedings of the 2001 International Research Council on the Biokinetics of Impacts (IRCOBI). ISLE OF MAN (UK): IRCOBI, 2001: 143-157.

[6] NEAL-STURGESS C, CARTER E, HARDY R, et al. APROSYS European in-depth pedestrian database [C]// Proceedings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Lyon: National Highway Traffic Safety Administration, 2007.

[7] SHI L L, HAN Y, HUANG H W, et al. Analysis of pedestrian-to-ground impact injury risk in vehicle-to-pedestrian collisions based on rotation angles [J]. Journal of Safety Research, 2018, 64: 37-47. DOI: 10.1016/j.jsr.2017.12.004.

[8] SHANG S, MASSON C, TEELING D, et al. Kinematics and dynamics of pedestrian head ground contact: a cadaver study [J]. Safety Science, 2020, 127: 104684. DOI: 10.1016/j.ssci.2020.104684.

[9] SHANG S, OTTE D, SIMMS C K. Pedestrian-ground contact injuries observed from German in-depth accident data [C]//2017 International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference. Belgium: IRCOBI, 2017: 166-167.

[10] SHANG S, OTTE D, LI G B, et al. Detailed assessment of pedestrian ground contact injuries observed from in-depth accident data [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2018, 110: 9-17. DOI: 10.1016/j.aap.2017.10.011.

[11] GUILLAUME A, HERMITTE T. Car or ground: which causes more pedestrian injuries? [C]//24th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Gothenburg: National Highway Traffic Safety Administration, 2015 (15-0084).

[12] LI G. Optimization of vehicle front shape for pedestrian protection [D], Dublin: Trinity College Dublin, 2017.

[13] MIZUNO Y, ISHIKAWA H. Summary of IHRA pedestrian safety working group activities-proposed test methods to evaluate pedestrian protection offered by passenger cars [C]//19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Washington DC: National Highway Traffic Safety Administration, 2005.

[14] NIE J, LI G B, YANG J K. A study of fatality risk and head dynamic response of cyclist and pedestrian based on passenger car accident data analysis and simulations [J]. Traffic Injury Prevention, 2015, 16 (1): 76-83. DOI: 10.1080/15389588.2014.881477.

[15] ROSÉN E, SANDER U. Pedestrian fatality risk as a function of car impact speed [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2009, 41 (3): 536-542. DOI: 10.1016/j.aap.2009.02.002.

[16] ELLIOTT J R, SIMMS C K, WOOD D P. Pedestrian head translation, rotation and impact velocity: the influence of vehicle speed, pedestrian speed and pedestrian gait [J]. Accident Analysis & Prevention, 2012, 45: 342-353. DOI: 10.1016/j.aap.2011.07.022.

[17] UNTAROIU C D, MEISSNER M U, CRANDALL J R, et al. Crash reconstruction of pedestrian accidents using optimization techniques [J]. International Journal of Impact Engineering, 2009, 36 (2): 210-219. DOI: 10.1016/j.ijimpeng.2008.01.012.

[18] PENG Y, DECK C, YANG J K, et al. Effects of pedestrian gait, vehicle-front geometry and impact velocity on kinematics of adult and child pedestrian

head [J]. International Journal of Crashworthiness, 2012, 17(5): 553-561. DOI: 10.1080/13588265.2012.698578.

[19] CHIDESTER A C B, ISENBERG R A.Final report-the pedestrian crash data study [C]//Proceedings of 17th International Technical Conference on The Enhanced Safety of Vehicles.Amsterdam: National Highway Safety Advisory Committee, 2001.

[20] KUEHN M, FROEMING R, SCHINDLER V. An advanced testing procedure for pedestrian-car collisions [J]. International Journal of Vehicle Safety, 2005, 1(1-3): 85. DOI: 10.1504/ijvs.2005.007539.

[21] ZOU T F, ZHA A M, LIU Q, et al. Pedestrian gaits observed from actual pedestrian-vehicle collisions [J]. International Journal of Crashworthiness, 2022, 27(1): 1-23. DOI: 10.1080/13588265.2020.1769455.

[22] 曹毅, 周华, 肖凌云, 等. 基于NAIS数据库中视频信息的人:车碰撞事故特征分析[J]. 汽车安全与节能学报, 2020, 11(1): 44-52. DOI: 10.3969/j.issn.1674-8484.2020.01.004.
CAO Yi, ZHOU Hua, XIAO Lingyun, et al. Analysis of pedestrian-vehicle collision accident characteristics based on the video information from NAIS database[J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2020, 11(1): 44-52. DOI: 10.3969/j. issn. 1674-8484.2020.01.004.

[23] HENARY B Y, IVARSSON J, CRANDALL J R. The influence of age on the morbidity and mortality of pedestrian victims[J]. Traffic Injury Prevention, 2006, 7(2): 182-190. DOI: 10.1080/15389580500516414.

[24] YANG J, OTTE D. A comparison study on vehicle traffic accident and injuries of vulnerable road users in China and Germany [C]//Proceedings 20th International Technical conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Lyon: National Highway Traffic Safety Administration, 2007.

[25] ZOU T F, LIU Q, ZHA A M, et al. New observations from real-world vehicle-pedestrian collisions in reducing ground related injury by controlling vehicle braking [J]. International Journal of Crashworthiness, 2022, 27(2): 614-631. DOI: 10.1080/13588265.2020.1827848.

[26] CROCETTA G, PIANTINI S, PIERINI M, et al. The influence of vehicle front-end design on pedestrian ground impact[J]. Accident; Analysis and Prevention, 2015, 79: 56-69. DOI: 10.1016/j.aap.2015.03.009.

[27] STCHERBATCHEFF G, TARRIERE C, DUCLOS P, et al. Simulation of collisions between pedestrians and vehicles using adult and child dummies [C]//SAE Technical Paper Series.Warrendale: SAE International, 1975: 10.4271/751167. DOI: 10.4271/751167.

[28] STATES J D. The abbreviated and the comprehensive research injury scales [R]. United States: SAE Transactions, 1969: 2625-2634.

[29] CHAWLA A, MOHAN D, SHARMA V, et al. Safer truck front design for pedestrian impacts[J]. Journal of Crash Prevention and Injury Control, 2000, 2(1): 33-43. DOI: 10.1080/10286580008902551.

[30] CARTER E, EBDON S, NEAL-STURGESS C. Optimization of passenger car design for the mitigation of pedestrian head injury using a genetic algorithm[C]// Proceedings of the 7th annual conference on Genetic and evolutionary computation. Washington DC: ACM, 2005: 2113-2120. DOI: 10.1145/1068009.1068358.

[31] MARJOUX D, BAUMGARTNER D, DECK C, et al. Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2008, 40(3): 1135-1148. DOI: 10.1016/j.aap.2007.12.006.

[32] TAMURA A, KOIDE T, YANG K H. Effects of ground impact on traumatic brain injury in a fender vault pedestrian crash [J]. International Journal of Vehicle Safety, 2015, 8(1): 85. DOI: 10.1504/ijvs. 2015.066278.

[33] VERSACE J. A review of the severity index [C]// Proceeding of the Stapp Car Crash Conference. United States: SAE International, 1971. DOI: 10.4271/710881.

[34] KLEINBERGER M, SUN E, EPPINGER R, et al. Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems [R]. Washington, DC: National Highway Traffic Safety Administration, 1998: 12-17.

[35] EEVC. Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars [R]. Koeln: EEVC Working Group 17 Report, (December 1998 with September 2002 updates).

[36] KIMPARA H, IWAMOTO M. Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2012, 40(1): 114-126. DOI: 10.1007/s10439-011-0414-2.

[37] TAKHOUNTS E G, CRAIG M J, MOORHOUSE K, et al. Development of brain injury criteria (BrIC) [J]. Stapp Car Crash Journal, 2013, 57: 243-266. DOI: 10.4271/2013-22-0010.

[38] TIERNEY G J, JOODAKI H, KROSSHAUG T, et al. Assessment of model-based image-matching for future reconstruction of unhelmeted sport head impact kinematics [J]. Sports Biomechanics, 2018, 17(1): 33-47. DOI: 10.1080/14763141.2016.1271905.

[39] GABLER L F, CRANDALL J R, PANZER M B. Development of a metric for predicting brain strain responses using head kinematics [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2018, 46(7): 972-985. DOI: 10.1007/s10439-018-2015-9.

[40] GABLER L F, CRANDALL J R, PANZER M B. Development of a second-order system for rapid

estimation of maximum brain strain [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2019, 47(9): 1971-1981. DOI: 10.1007/s10439-018-02179-9.

[41] NEWMAN J A, SHEWCHENKO N, WELBOURNE E. A proposed new biomechanical head injury assessment function: the maximum power index [J]. Stapp Car Crash Journal, 2000, 44: 215-247. DOI: 10.4271/2000-01-SC16.

[42] 王方, 蔡加欣, 王丙雨, 等. 基于行人碰撞事故重建的颅脑损伤准则效能研究[J]. 中国公路学报, 2018, 31(4): 231-240. DOI: 10.19721/j.cnki.1001-7372.2018.04.027.
WANG Fang, CAI Jiaxin, WANG Bingyu, et al. Investigation of prediction effectiveness of brain injury criteria on injury risk through reconstruction of pedestrian impact accidents [J]. China Journal of Highway and Transport, 2018, 31(4): 231-240. DOI: 10.19721/j.cnki.1001-7372.2018.04.027.

[43] EPPINGER R H, MARCUS J H, MORGAN R M. Development of dummy and injury index for NHTSA's thoracic side impact protection research program [C]// SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 1984. DOI: 10.4271/840885.

[44] VIANO D C, LAU I V, ASBURY C, et al. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact [J]. Accident; Analysis and Prevention, 1989, 21(6): 553-574. DOI: 10.1016/0001-4575(89)90070-5.

[45] KERRIGAN J R, BHALLA K S, MADELEY N J, et al. Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 2003: 10.4271/2003-01-0895. DOI: 10.4271/2003-01-0895.

[46] 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. DOI: 10.1533/ijcr.2004.0315.

[47] MO F H, ARNOUX P J, JURE J J, et al. Injury tolerance of tibia for the car-pedestrian impact [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2012, 46: 18-25. DOI: 10.1016/j.aap.2011.12.003.

[48] MO F. Towards lower limbs new injury criteria for pedestrian safety based on realistic impact conditions [D]. Marseille: Aix-Marseille University, 2012.

[49] CESARI D, RAMET M. Pelvic tolerance and protection criteria in side impact [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 1982: 10.4271/821159. DOI: 10.4271/821159.

[50] ROUDSARI B S, MOCK C N, KAUFMAN R. An evaluation of the association between vehicle type and the source and severity of pedestrian injuries [J]. Traffic Injury Prevention, 2005, 6(2): 185-192. DOI: 10.1080/15389580590931680.

[51] CUERDEN R, RICHARDS D, HILL J. Pedestrians and their survivability at different impact speeds [C]//20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Lyon: National Highway Traffic Safety Administration, 2007(07-0440).

[52] 冯成建, 王富平, 徐臣, 等. 基于车人碰撞事故重建的行人头部动力学响应[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 164-170. DOI: 10.16156/j.1004-7220.2013.02.017.
FENG Chengjian, WANG Fuping, XU Chen, et al. Head dynamic response based on reconstruction of vehicle-pedestrian accidents with the video [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2013, 28(2): 164-170. DOI: 10.16156/j.1004-7220.2013.02.017.

[53] 邹铁方, 肖璟, 胡林, 等. 轿车-行人事故中人体损伤来源与相关性分析[J]. 汽车工程, 2017, 39(7): 748-753, 747. DOI: 10.19562/j.chinasae.qcgc.2017.07.004.
ZOU Tiefang, XIAO Jing, HU Lin, et al. Human-body injury sources and correlation analysis on car-pedestrian accidents [J]. Automotive Engineering, 2017, 39(7): 748-753, 747. DOI: 10.19562/j.chinasae.qcgc.2017.07.004.

[54] BADEA-ROMERO A, LENARD J. Source of head injury for pedestrians and pedal cyclists: striking vehicle or road? [J]. Accident Analysis & Prevention, 2013, 50: 1140-1150. DOI: 10.1016/j.aap.2012.09.024.

[55] ASHTON S J, MACKAY G M. Benefits from changes in vehicle exterior design-field accident and experimental work in Europe [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 1983: 255-263. DOI: 10.4271/830626.

[56] SHANG S. Pedestrian Whole Body Ground Contact Mechanisms and Head Injury Assessment Following Vehicle Impact [D]. Dublin: Trinity College Dublin, 2020.

[57] FORET-BRUNO J-Y, RAVERJON G. Injury pattern of pedestrians hit by cars of recent design [C]//16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Windsor: National Highway Safety Advisory Committee, 1998: 2122-2130.

[58] 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. DOI: 10.16265/j.cnki.issn1003-3033.2017.03.017.
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. DOI: 10.16265/j.cnki.issn1003-3033.2017.03.017.

[59] HAN Y, LI Q, QIAN Y B, et al. Comparison of the landing kinematics of pedestrians and cyclists during ground impact determined from vehicle collision video

records [J]. International Journal of Vehicle Safety, 2018, 10(3/4): 212. DOI: 10.1504/ijvs.2018.097708.

[60] LI Q, HAN Y, MIZUNO K. Ground landing mechanisms in vehicle-to-pedestrian impacts based on accident video records [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 2018. DOI: 10.4271/2018-01-1044.

[61] HUSSAIN Q, FENG H Q, GRZEBIETA R, et al. The relationship between impact speed and the probability of pedestrian fatality during a vehicle-pedestrian crash: a systematic review and meta-analysis [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2019, 129: 241-249. DOI: 10.1016/j.aap.2019.05.033.

[62] ANDERSON R, MCLEAN A, FARMER M, et al. Vehicle travel speeds and the incidence of fatal pedestrian crashes[J].Accident Analysis & Prevention, 1997, 29(5): 667-674. DOI: 10.1016/S0001-4575(97)00036-5.

[63] SIMMS C K, WOOD D P. Effects of pre-impact pedestrian position and motion on kinematics and injuries from vehicle and ground contact [J]. International Journal of Crashworthiness, 2006, 11(4): 345-355. DOI: 10.1533/ijcr.2005.0109.

[64] KENDALL R, MEISSNER M, CRANDALL J. The causes of head injury in vehicle-pedestrian impacts: comparing the relative danger of vehicle and road surface[C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 2006. DOI: 10.4271/2006-01-0462.

[65] HAMACHER M, ECKSTEIN L, PAAS R. Vehicle related influence of post-car impact pedestrian kinematics on secondary impact[C]//2012 International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference.Dublin:IRCOBI,2012:717-729.

[66] 陈奇, 张道文, 王鑫, 等. 人车碰撞事故中行人动力学响应及损伤研究[J]. 中国安全科学学报, 2016, 26(8): 134-138. DOI: 10.16265/j. cnki. issn1003-3033.2016.08.025.
CHEN Qi, ZHANG Daowen, WANG Xin, et al. Research on dynamic response and damage of pedestrian in vehicle-pedestrian collision accident[J]. China Safety Science Journal, 2016, 26(8): 134-138. DOI: 10.16265/j.cnki.issn1003-3033.2016.08.025.

[67] SIMMS C, WOOD D.Pedestrian impact: the effect of pedestrian motion on head contact forces with vehicle and ground [C]//Conference on the Biomechanics of Impact. Dublin: Proceedings of the International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) 2005:451-454.

[68] TAMURA A, DUMA S. A study on the potential risk of traumatic brain injury due to ground impact in a vehicle-pedestrian collision using full-scale finite element models [J]. International Journal of Vehicle Safety, 2011, 5(2): 117. DOI: 10.1504/ijvs. 2011.040131.

[69] OTTE D, HAASPER C. Technical parameters and mechanisms for the injury risk of the knee joint of vulnerable road users impacted by cars in road traffic accidents [C]//Proceedings of the 2005 International Conference on the Biomechanics of Impacts Prague. Czech Republic: International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI), 2005:281-298.

[70] 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. DOI: 10.1016/j.aap.2005.03.005.

[71] HAN Y, LI Q, FU S, et al.Video analysis of pedestrian kinematics before/during/after vehicle collisions [C]// The 12th International Forum of Automotive Traffic Safety.Xiamen: State key laboratory of advanced design and manufacturing for vehicle body, 2015:10-16.

[72] PRITZ H B, PEREIRA J M. Pedestrian hip impact simulator development and hood edge location consideration on injury severity [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 1983: 10.4271/831627. DOI: 10.4271/831627.

[73] MATSUI Y, ISHIKAWA H, SASAKI A. Pedestrian injuries induced by the bonnet leading edge in current car-pedestrian accidents [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 1999: 10.4271/1999-01-0713. DOI: 10.4271/1999-01-0713.

[74] MATSUI Y, WITTEK A, KONOSU A. Comparison of pedestrian subsystem safety tests using impactors and full-scale dummy tests [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 2002: 10.4271/2002-01-1021. DOI: 10.4271/2002-01-1021.

[75] LIU X J, YANG J K, LÖVSUND P. A study of influences of vehicle speed and front structure on pedestrian impact responses using mathematical models [J]. Traffic Injury Prevention, 2002, 3(1): 31-42. DOI: 10.1080/15389580210517.

[76] LONGHITANO D, HENARY B, BHALLA K, et al. Influence of vehicle body type on pedestrian injury distribution [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 2005. DOI: 10.4271/2005-01-1876.

[77] ISHIKAWA H, KAJZER J, SCHROEDER G. Computer simulation of impact response of the human body in car-pedestrian accidents [C]//SAE Technical Paper Series. Warrendale: SAE International, 1993. DOI: 10.4271/933129.

[78] YIN S, LI J N, XU J. Exploring the mechanisms of vehicle front-end shape on pedestrian head injuries caused by ground impact [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2017, 106: 285-296. DOI: 10.1016/j.aap.2017.06.005.

[79] SHANG S, LI G, OTTE D, et al. An inverse method to reduce pedestrian ground contact injuries [C]// International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference Proceedings. Lonavala: IRCOBI,2018:18-25.

[80] SIMMS C K, ORMOND T, WOOD D P.The influence of vehicle shape on pedestrian ground contact mechanisms[C]//Proceedings of the 2011 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Injury. Poland: International Research Council on Biomechanics of Injury,2011:282-286.

[81] ZENG B Q, LIU X D, ZHANG Y J. The structure optimization analysis of electric vehicle in small offset rear end collision [J]. Procedia Engineering, 2016, 137: 103-108. DOI: 10.1016/j.proeng.2016.01.239.

[82] GUPTA V, YANG K H. Effect of vehicle front end profiles leading to pedestrian secondary head impact to ground[J]. Stapp Car Crash Journal, 2013, 57: 139-155. DOI: 10.4271/2013-22-0005.

[83] HAN Y, LI Q, HE W, et al. Analysis of vulnerable road user kinematics before/during/after vehicle collisions based on video records [C]//2017 International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference. Antwerp: IRCOBI, 2017: 151-165.

[84] HAN Y, LI Q, WANG F, et al. Analysis of pedestrian kinematics and ground impact in traffic accidents using video records [J]. International Journal of Crashworthiness, 2019, 24 (2): 211-220. DOI: 10.1080/13588265.2018.1429520.

[85] CAVAIIERO C, CESARI D, RAMET M, et al. Improvement of pedestrian safety: influence of shape of passenger car-front structures upon pedestrian kinematics and injuries: evaluation based on 50 cadaver tests [C]//Society of Automotive Engineers (SAE) International Congress and Exposition. Detroit: SAE,1983:225-237.DOI:10.4271/830624.

[86] 邹铁方, 刘期, 刘朱紫, 等. 基于人车相互作用时间的人地碰撞损伤防护新视角[J]. 中山大学学报(自然科学版)(中英文), 2022, 61(3): 153-161. DOI: 10.13471/j.cnki.acta.snus.2020b035.
ZOU Tiefang, LIU Qi, LIU Zhuzi, et al. A new perspective of protecting pedestrian-ground contact injury based on the pedestrian-vehicle interaction time [J]. Acta Scientiarum Naturalium Universitatis Sunyatseni, 2022, 61(3): 153-161. DOI: 10.13471/j.cnki.acta.snus.2020b035.

[87] ZOU T F, SHANG S, SIMMS C. Potential benefits of controlled vehicle braking to reduce pedestrian ground contact injuries [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2019, 129: 94-107. DOI: 10.1016/j.aap.2019.05.008.

[88] KHAYKIN A, LARNER D L. Adhesive vehicle front end for mitigation of secondary pedestrian impact: US9340178[P]. 2016-05-17.

[89] GUPTA A, ALVAREZ F, DANIEL T, et al. Investigating the use of adhesively - coated external airbag to reduce post - impact kinematics [C]// International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference. Antwerp: IRCOBI, 2017: 363-372.

[90] HIDETOSHI, KENYU N, MASAKI O, et al.Research of pedestrian injury reduction mechanism between the beginning of the collisionand fallL of the ground[C]// 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV): Technology: Enabling a Safer Tomorrow. Eindhoven: National Highway Traffic Safety Administration,2019(19-0285).

[91] 邹铁方, 刘朱紫, 肖璟, 等. 一种降低人-地撞击损伤的车辆制动控制方法[J]. 汽车工程, 2021, 43(1): 105-112. DOI: 10.19562/j.chinasae.qcgc.2021.01.014.
ZOU Tiefang, LIU Zhuzi, XIAO Jing, et al. A vehicle braking control method for reducing pedestrian-ground impact injury[J]. Automotive Engineering, 2021, 43(1): 105-112. DOI: 10.19562/j.chinasae.qcgc.2021.01.014.

[92] ZOU T F, LIU Z Z, WANG D Q, et al. Methods, upper limit and reason for reducing pedestrian ground contact injury by controlling vehicle braking [J]. International Journal of Crashworthiness, 2022, 27(4): 1140-1151. DOI: 10.1080/13588265.2021.1910399.

[93] SHANG S, MASSON C, LLARI M, et al. The predictive capacity of the MADYMO ellipsoid pedestrian model for pedestrian ground contact kinematics and injury evaluation [J]. Accident; Analysis and Prevention, 2021, 149: 105803. DOI: 10.1016/j.aap.2020.105803.

[94] SHI L L, HAN Y, HUANG H W, et al. Effects of vehicle front-end safety countermeasures on pedestrian head injury risk during ground impact[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering, 2019, 233(14): 3588-3599. DOI: 10.1177/0954407019828845.

(责任编辑: 刘平;校对: 彭三军)