

DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20230081

两轮电动车骑车人头部损伤的生物力学分析

李海岩, 孙宗祥, 赵洪乾, 崔世海, 贺丽娟, 吕文乐
(天津科技大学现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222)

摘要: 两轮电动车 (powered two-wheeler, PTW) 骑车人头部损伤是我国道路交通事故中一种常见的伤害类型, 完善骑车人头部损伤评价标准对制定两轮电动车骑车人安全法规以降低碰撞损伤风险具有重要意义。本文采用头部具有详细解剖学结构的人体数值模型进行骑车人-车辆碰撞仿真, 对头部进行生物力学分析和损伤评估, 并与行人-车辆碰撞中行人头部损伤进行对比分析。研究发现行人和骑车人在车辆碰撞事故中运动学响应较为相似, 但头部生物力学响应存在差异, 骑车人头部损伤风险高于行人。同时发现骑车人握力因素影响头部的运动学响应, 应考虑其在两轮电动车骑车人头部损伤评估中的影响。

关键词: 两轮电动车; 侧面碰撞; 头部损伤评价; 握力; 生物力学响应

中图分类号: U467.14 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6510(2024)02-0050-09

Biomechanical Analysis of the Head Injuries of the Powered Two-Wheeler Riders

LI Haiyan, SUN Zongxiang, ZHAO Hongqian, CUI Shihai, HE Lijuan, LÜ Wenle
(International Research association on Emerging Automotive Safety Technology,
Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: The head injuries of the powered two-wheeler (PTW) riders are a common injury in road traffic. It is therefore of great significance to modify the evaluation standard and safety regulations of PTW riders in order to reduce the risks of collision injury. In our study, a human numerical model with detailed anatomical structure of the head was used to simulate the cyclist-vehicle collision, then the biomechanical analysis and injury evaluation of the head were conducted, and the pedestrian head injury in the pedestrian-vehicle collision was compared and analyzed. The results showed that the kinematic responses of pedestrians and PTW riders were similar in vehicle collisions. However, the biomechanical responses of the head were different, and the risks of head injury of PTW riders were higher than that of pedestrians. Moreover, the riders' grip strength affected the kinematic response of the head, which should be considered in the assessment of the head injury of the PTW riders.

Key words: powered two-wheeler; side collision; head injury evaluation; grip strength; biomechanical response

引文格式:

李海岩, 孙宗祥, 赵洪乾, 等. 两轮电动车骑车人头部损伤的生物力学分析[J]. 天津科技大学学报, 2024, 39(2): 50-58.
LI H Y, SUN Z X, ZHAO H Q, et al. Biomechanical analysis of the head injuries of the powered two-wheeler riders[J].
Journal of Tianjin university of science & technology, 2024, 39(2): 50-58.

据世界卫生组织统计, 世界上每天有近 3 700 人死于交通事故, 每年还有数千万人受伤或致残, 其中超过一半是行人和骑车人^[1]。在中国, 行人和两轮车骑车人事故死亡率分别为万分之一和两万分之一^[2]。

收稿日期: 2023-04-01; 修回日期: 2023-05-21

基金项目: 国家自然科学基金项目(81471274, 81371360); 天津科技大学研究生科研创新项目(KYS202104)

作者简介: 李海岩(1971—), 女, 天津人, 教授, lihaiyan@tust.edu.cn

交通事故中行人、骑车人的头部损伤是一种常见的伤害类型,同时也是造成重伤和死亡的主要原因。近年来,国内外学者对两轮车碰撞损伤的研究取得了一些进展。Chong 等^[3]基于澳大利亚骑自行车者和机动车碰撞事故数据,使用国际疾病分类第 10 版澳大利亚修正版(ICD-10-AM)中创伤严重度评分(ICISS)分析住院骑自行车者损伤的严重程度,发现骑自行车者较行人在与机动车碰撞中受伤更严重,骑自行车者和行人之间的碰撞也会导致骑自行车者受到严重的伤害。Badea 等^[4]对英国 205 例汽车与行人、自行车的碰撞事故进行深入研究后发现,骑车人头部损伤是导致骑车人伤亡的最主要因素之一,且骑车人运动学响应和人体损伤受碰撞形态的影响较大。Chung 等^[5]基于在韩国超过 56%的摩托车被用于运送包裹和食品的现状,分析在道路上发生的车辆-摩托车事故中车手的受伤害严重程度,采用有序概率模型,检验不同碰撞工况下车手的受伤害风险水平,提出减轻道路交通中车手因车辆-摩托车事故受伤害严重程度的策略。聂进^[6]通过对比行人和骑车人与车辆碰撞的动态响应过程和损伤机理,探究了骑车人身体各部位损伤和骨折的风险。曾必强等^[7]基于中国交通事故深入研究数据(CIDAS)对行人和骑车人与车辆碰撞事故考察结果,深入研究行人、骑车人在与普通轿车碰撞过程中头部运动学响应和伤害特征,提出行人头部与轿车、骑车人头部与轿车两种碰撞工况相似,只需适当扩充现行行人保护法规中对冲击速度、冲击角度和碰撞点位置的规定,即可涵盖对两轮车乘员保护的范畴。曾文铭^[8]运用多体动力学软件 PC-Crash 和 MADYMO 研究行人和骑车人行进速度及碰撞位置、汽车车速、汽车前部几何结构参数三方面对头部和下肢损伤的影响规律,为我国道路弱势群体安全法规的制定和车辆安全性设计提供参考依据。秦闯^[9]基于多刚体-有限元组合式假人模型进行两轮电动车交通事故仿真,能够对事故发生的过程进行仿真再现,还能精确地对骑车人的损伤情况进行推断。高文睿^[10]基于数据挖掘和决策树算法的多变量参数化分析方法研究骑车人体型、电动自行车车速、机动车车速、两车碰撞的夹角和碰撞点位置等因素对骑车人头部动力学和损伤响应的影响,得到的电动自行车骑车人头部响应的预测模型对指导建立适用于电动自行车骑车人头部的相关法规或保护协议具有重要意义。韩勇等^[11]基于 THUMS(total human model for safety)人体有限元模型调整出 3 种骑乘人员紧急避让姿态:被

撞侧脚着地、非被撞侧脚着地和双脚着地,分析不同紧急避让姿态对骑乘人员运动学响应及生物力学响应的影响,有助于增强汽车和两轮电动车设计的安全性。这些损伤仿真研究受到采用的人体数值模型结构的限制,未能对头部碰撞损伤进行生物力学层面的分析。

本研究应用头部具有详细解剖学结构的骑车人数值模型进行两轮电动车-骑车人-车辆碰撞仿真分析。前人工作较多关注骑车人外部损伤分析,没有对骑车人在碰撞中产生的内部损伤进行更多研究,且当前骑车人损伤评价标准较多关注运动学响应。本文利用模型头部具有详细解剖学结构的优势,从生物力学角度参数化分析碰撞中骑车人的头部损伤,探究损伤机理,同时与行人-车辆碰撞仿真进行对比分析,还研究了握力对骑车人损伤的影响,为完善骑车人头部损伤评价标准提供基础数据和参考。

1 研究方法

1.1 具有头部生物力学特征的骑车人模型的开发

本文应用杨振^[12]开发并验证的混合行人计算模型进行分析,行人模型高度为 1.683 m,整体质量为 78.40 kg。该模型应用 Zhao 等^[13]构建且经过有效性验证的国人 50th百分位头部有限元模型和 LSTC 公司开发的 Hybrid III 50th百分位模型,通过单元调整删除、模型拆分、连接重组等方式,构建了混合行人计算模型,构建流程如图 1(a)所示。该模型头部具有详细的解剖学结构,包括头皮、颅骨、脑脊液、胼胝体、脑膜、脑室、灰质、白质等组织[如图 1(b)所示],头部模型质量为 4.321 kg,头长为 178.9 mm,头宽为 143.0 mm,包含 113 276 个单元和 105 221 个节点。

将上述混合行人模型进行姿态调整,主要进行四肢角度调整。借助 LS-DYNA 软件中的 transform 工具,选中模型小腿,以大腿与小腿间铰链中心点左右连线为旋转轴,逆时针旋转 90°。选中模型整个下肢部分,以髌骨与下肢间的两个球铰球心连线为旋转轴,顺时针旋转 90°。调整好下肢后,采用同样方法对左侧上肢进行调整,以上肢与肩膀处的铰链两 endpoints 连线为旋转轴,顺时针旋转 75°,对右侧上肢重复上述操作。运用 rotation 工具进行手掌的调整,以手腕处球铰球心为旋转中心将手掌绕其局部坐标系 Y 轴旋转 90°放平,便于后续将手掌与两轮电动车前把手进行连接。具体技术路线如图 2 所示。

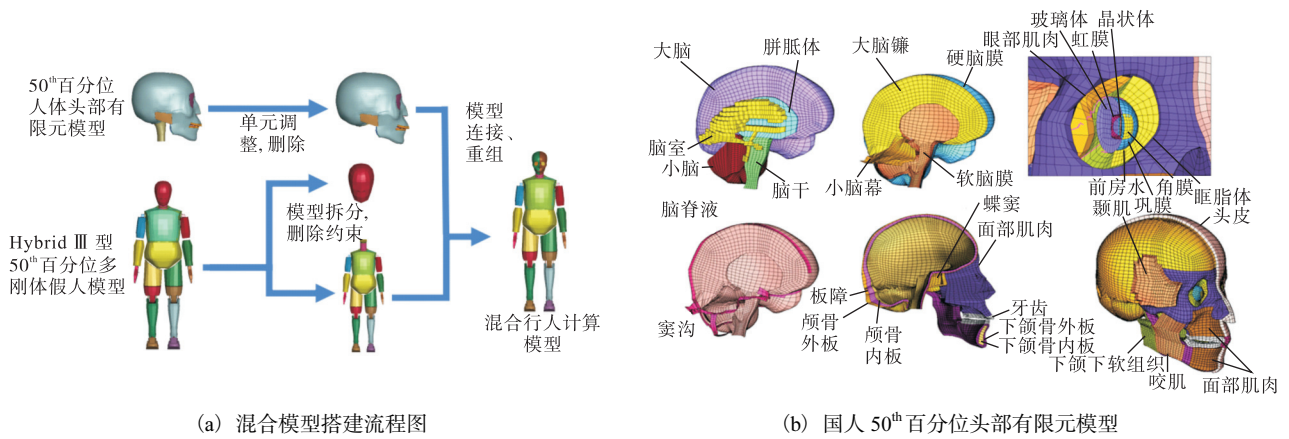


图 1 混合行人计算模型

Fig. 1 Hybrid pedestrian calculation model

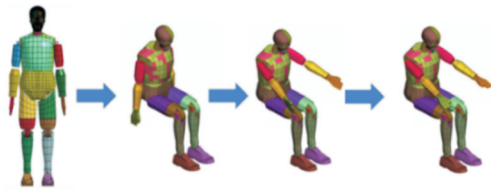


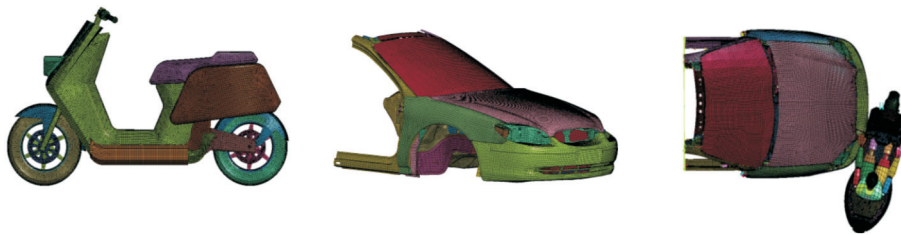
图 2 骑车人混合计算模型开发流程

Fig. 2 Development process of mixed computing model for cyclists

1.2 两轮电动车-骑车人-车辆碰撞仿真模型

本文构建的两轮电动车-骑车人-汽车碰撞仿真模型如图 3 所示。选取道路上常见的踏板两轮电动车车型,进行几何建模和有限元网格划分,赋予其相应的属性及材料,其车架主体材料为 45 钢,其余部分为塑料和橡胶材料。车长为 1 780 mm,高为

1 090 mm,除车把外车体最宽处为 585 mm,总质量为 89.90 kg,如图 3(a)所示。选用美国国家碰撞分析中心一款通过重构 NCAP 第 3248 号刚性壁障正面碰撞试验进行有效性验证的汽车模型。该汽车质量为 1 630 kg,有限元模型总单元数 1 064 611 个,节点数 936 258 个。由于模型较大,为了提高计算效率,黄永强^[14]对该模型进行简化并完成有效性验证,简化后模型总单元数 246 182 个,总节点数 238 839 个,在整车质心利用集中质量代替简化部分的质量,保证与原始模型具有相同质量。车辆简化模型如图 3(b)所示,部分材料参数见表 1。将图 2 骑车人混合计算模型与图 3(a)两轮电动车有限元模型进行耦合,得到案例碰撞仿真模型,如图 3(c)所示。



(a) 两轮电动车有限元模型 (b) 汽车有限元模型 (c) 案例碰撞仿真模型

图 3 两轮电动车-骑车人-汽车碰撞仿真模型

Fig. 3 Simulation model of two-wheeled electric vehicle-cyclist-automobile collision

表 1 汽车模型部分材料参数

Tab. 1 Some material parameters of vehicle model

材料部位	密度/(kg·m ⁻³)	弹性模量/MPa	泊松比
前保险杠	1 200	2 800	0.30
发动机罩	7 890	210 000	0.30
风挡玻璃	2 500	70 000	0.22

1.3 仿真试验模型验证

本研究引用两轮电动车与汽车碰撞事故实例^[15]

对两轮电动车-骑车人-汽车碰撞仿真模型进行验证。该碰撞事故发生在一个十字路口,汽车由北向南快速行驶,等候在人行横道西侧的两轮电动车遇绿灯由西向东沿斜向通过路口,但由于侧面视线被遮挡,骑车人并没有注意到这辆闯红灯的汽车,来不及躲避。汽车车头右侧撞上两轮电动车前轮左侧,把两轮电动车和骑车人撞飞,造成两轮电动车骑车人死亡及两车损坏。事故中骑车人为男性,46 岁,身高

165 cm, 体质量约 70 kg, 未佩戴头盔。经法医鉴定, 骑车人头部损伤为致命伤。汽车先撞上两轮电动车, 骑车人倒在小汽车发动机盖上, 头部撞在挡风玻璃上。死者脑颅骨出现严重凹陷性骨折进而导致死亡, 面部及其他部位皮肤擦伤出血, 左小腿骨折。

根据事故信息设置仿真实验, 碰撞仿真模型如图 3(c) 所示。本文所用混合人体计算模型身高误差 2%, 体质量误差 12%, 误差范围不大, 可以用于该事故仿真模拟。汽车车速为 11.6 m/s, 两轮电动车车速为 2.8 m/s, 汽车速度与两轮电动车速度矢量夹角为 1.3 rad。碰撞运动学响应如图 4 所示。

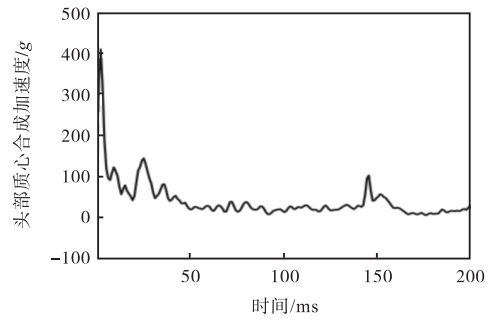


图 4 碰撞运动学响应

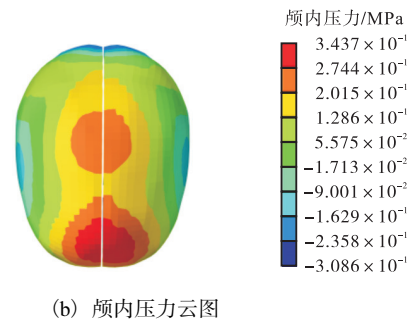
Fig. 4 Kinematic response of collision

汽车撞击两轮车骑车人后, 骑车人左小腿与汽车前保险杠前照灯接触, 整个人开始向后运动而上半身姿势不变, 随后骑车人上半身向汽车发动机盖方向倾斜, 骑车人臀部始终没有离开轿车发动机盖, 仅在汽车发动机盖表面向后滑移。骑车人与汽车发生碰撞时, 其上半身出现一个转身的过程, 最终骑车人的后脑与汽车前挡风玻璃右侧撞击。

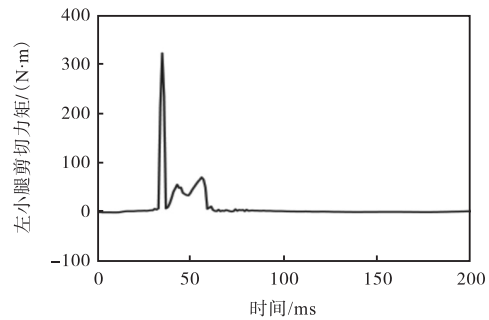
评价头部损伤的重要标准是头部损伤指标 (head injury criterion, HIC), HIC_{15} 表示取值时间间隔为 15 ms, 中国新车评价规程 (C-NCAP) 中 HIC_{15} 低性能限值为 700, 通常用来评价颅骨损伤的头部质心合成加速度低性能限值确定为 80g。模型验证试验提取骑车人 HIC_{15} 值为 6811, 远超出损伤阈值。头部质心合成加速度如图 5(a), 峰值出现在汽车刚撞击两轮电动车时刻, 峰值加速度为 409.76g, 远超阈值, 可判断骑车人颅骨骨折; 如图 5(b) 所示, 颅内压力最高为 347.3 kPa, 超出 Newman 等^[16]提出的人体造成创伤性脑损伤的颅内压力阈值 300 kPa。骑车人左小腿剪切力矩如图 5(c) 所示, 峰值达到 321.14 N·m, 依据 Han^[17]提出的小腿胫骨耐受极限为 236 N·m, 骑车人小腿胫骨骨折。仿真实验结果判断骑车人损伤情况与案例尸检结果一致, 因此所构建的模型有效, 可用于两轮电动车-骑车人-车辆碰撞仿真实验。



(a) 头部质心合成加速度



(b) 颅内压力云图



(c) 左小腿剪切力矩

图 5 模型验证试验结果

Fig. 5 Model verification experimental result

2 侧面碰撞仿真试验

参考 C-NCAP^[18]行人保护试验的冲击速度 40 km/h, 以及钱宇彬等^[19]、范天赐等^[20]、Pan 等^[21]对两轮车典型场景的提取与统计, 在所有两轮电动车事故中汽车与两轮电动车侧面碰撞占比超过 50%, 且两轮电动车事故发生时速度多为 40 km/h 左右, 故仿真试验设置汽车与两轮电动车发生侧面碰撞时的速度为 40 km/h。同时, 为了探究握力对碰撞事故中两轮电动车骑车人的运动学响应和生物力学响应的影响, 在仿真试验中人与车把不能只设置普通接触进行耦合, 故在两手与车把之间各添加了一个可失效球铰进行耦合, 根据 Mathiowetz 等^[22]提出的成年人手掌极限握力为 350 N, 结合本文研究汽车与骑车人侧面碰撞, 骑车人手掌与车把间主要是摩擦力在起作用

用,故在车把平行方向,设置球铰失效力 105 N,为人-车摩擦因数^[23]与极限握力大小的乘积,同时其垂直方向(y轴方向)球铰失效力为 350 N。为了对弱势道路使用者头部损伤进行比较,共设置了3组仿真试验,第1组为行人-车辆碰撞试验,第2组为骑车人(普通接触)-车辆碰撞实验,这里的普通接触是指手掌与车把之间只设置了具有摩擦因数的面-面接触,第3组为骑车人(握力)-车辆碰撞试验。仿真模型如图6所示。3组试验仿真的参数一致:车辆模型均为B级轿车,汽车速度(碰撞速度)为40 km/h,碰撞位置为车辆前方正中,重力加速度为 9.8 m/s²,人-车摩擦因数为0.3,人、两轮电动车-地面摩擦因数为0.58。



图6 行人与骑车人侧面碰撞仿真模型

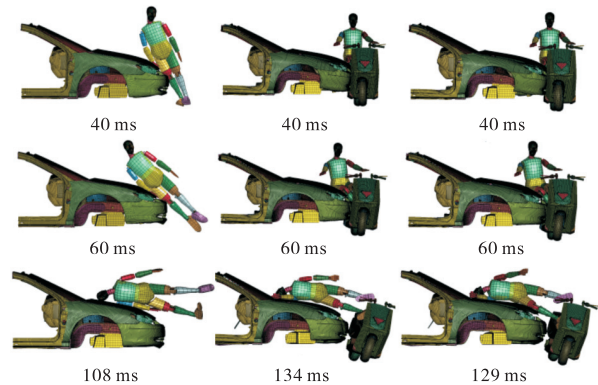
Fig. 6 Simulation model of pedestrian and cyclist side collision

3 结果与分析

3.1 运动学响应分析

行人、骑车人运动学响应如图7所示。对比前两组试验发现,行人和骑车人碰撞过程可以分为3个主要阶段。第一阶段,0~40 ms 区间行人或骑车人下肢先与汽车前端发生接触,并随着汽车共同向前运动,过程中行人上半身具有惯性,且腿部起到了杠杆作用;>40~60 ms 区间明显可以看出行人身体向发动机盖倾倒,而两轮车骑车人由于坐姿姿态,其臀部会在共同运动中与发动机盖前端先接触,致使上半身向发动机盖倾倒。第二阶段,60 ms 后行人双脚脱离地面,上半身以被撞侧大腿根部为旋转中心向发动机盖倒去,行人头部发生较大的旋转运动;骑车人坐在发动机盖上,上半身以臀部作为旋转中心向发动机盖倒去。第三阶段,行人或骑车人肩部与发动机盖接触,

此时行人或骑车人身体呈水平姿态,头部分别于108 ms 和 134 ms 时刻撞击发动机盖。由于肩部比头部先接触发动机盖,此时头部会有一个相对身体的旋转运动,鉴于头部因惯性保持原先运动状态,头部会有较大的旋转角度,对最终头部与发动机盖撞击来说有一定的缓冲作用。对比行人和骑车人撞击点位置,骑车人撞击点位置较行人高出近 150 mm,更靠近发动机盖上端。综合整个运动学响应过程来看,行人和骑车人头部运动学响应过程具有一定相似性,都是先被颈部牵引做旋转运动,然后因肩部撞击发动机盖后头部绕肩部与发动机盖撞击点旋转运动,最后撞击发动机盖。由图7可直观看出,对比后两组试验,有握力耦合的骑车人-两轮电动车仿真模型在碰撞过程的3个主要阶段中与普通接触耦合模型的运动学响应过程几乎一致,但通过仔细对比发现,有握力的耦合模型,头部与发动机盖接触碰撞时刻为129 ms,相对普通模型134 ms 提前了5 ms,而且头部碰撞点下移25 mm。可以看出握力的存在对骑车人的运动学响应有一定影响。



(a) 行人 (b) 骑车人(普通接触) (c) 骑车人(握力)

图7 行人、骑车人运动学响应

Fig. 7 Kinematic response of pedestrians and cyclists

提取3组仿真实验的运动学响应参数,结果见表2。考虑握力因素后 HIC₁₅ 值有所降低,由此可见,骑车人握力因素对仿真结果有一定影响。

表2 行人、骑车人运动学响应参数

Tab. 2 Kinematic response parameters of pedestrians and cyclists

模型	头部撞击时间/ms	绕转距离/mm	接触力/kN		头部撞击速度/(m·s ⁻¹)	头部最大合成加速度/g	HIC ₁₅
			头部-发动机盖	身体-发动机盖			
行人	108	1 687	2.77	27.67	5.97	117.3	837
骑车人(普通接触)	134	1 823	2.54	10.27	10.75	118.4	966
骑车人(握力)	129	1 798	2.25	10.47	9.73	103.9	821

注:绕转距离为从路面开始到头部与车辆的接触位置为止,垂直路面沿车辆表面测得的距离。

3组仿真实验头部质心合成加速度,如图8(a)所示,其峰值相差不大,但峰值出现的时刻有所不同,

行人在被汽车撞击腿部时便出现第一个峰值,其最大值出现在头部与发动机盖接触撞击之后,原因是发动机盖下发动机部件强度更大,造成了更大加速度。

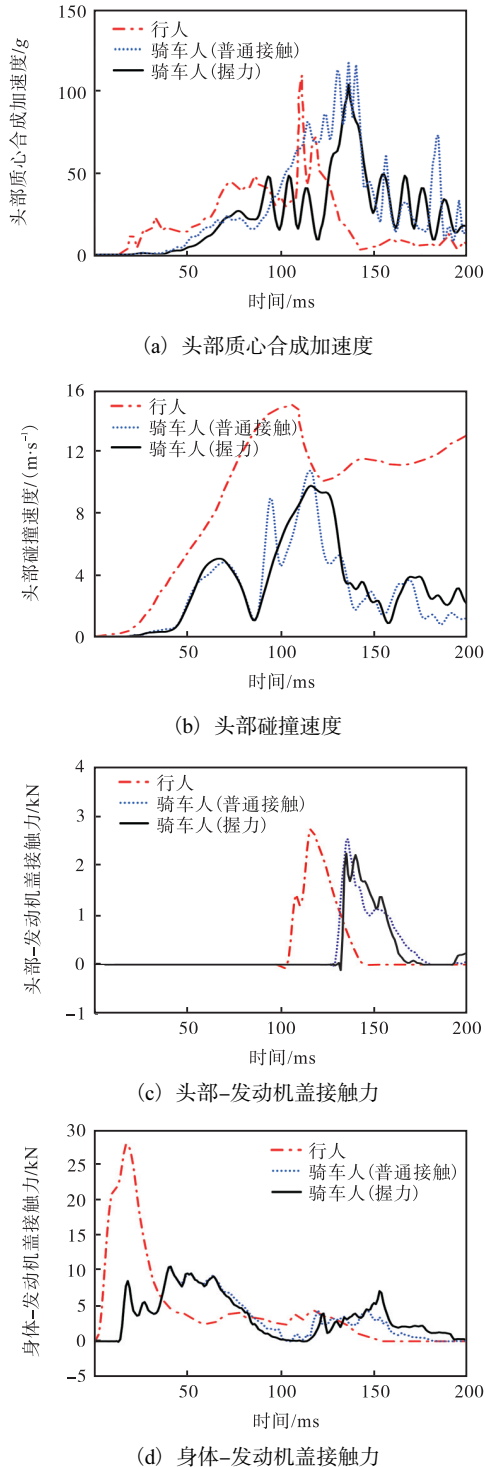


图8 行人、骑车人运动学响应参数

Fig. 8 Kinematic response curves of pedestrians and cyclists

对骑车人来说,汽车首先撞击两轮电动车右侧,然后再撞击下肢,加之坐姿原因,骑车人直接顺势坐

到发动机盖上,故并未产生加速度峰值,其加速度峰值出现在头部与发动机盖撞击时刻。握力耦合模型中,加速度峰值略小。图8(c)为行人、骑车人头部-发动机盖接触力曲线,可见行人接触力峰值出现较早,因为行人头部碰撞时间点较骑车人早。比较其峰值大小,行人的大一些;对骑车人而言,握力降低其头部-发动机盖接触力,降低11%。图8(d)为行人、骑车人身体-发动机盖接触力变化情况,行人的较骑车人的大很多,原因是行人上半身以大腿根部为中心的旋转运动更为激烈。图8(b)中行人头部碰撞速度较骑车人的大也是这个原因。

头部旋转损伤指标通过头部质心的角速度表示因头部旋转造成的损伤值^[24]。设头部质心的角速度为 ω_x 、 ω_y 、 ω_z (单位为rad/s),则头部旋转损伤指标表达式为:

$$C_{\text{Bri}} = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{x\text{c}}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{y\text{c}}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{z\text{c}}}\right)^2} \quad (1)$$

式中: C_{Bri} 为头部旋转损伤指标; $\omega_{x\text{c}}$ 、 $\omega_{y\text{c}}$ 、 $\omega_{z\text{c}}$ 为标准角速度,基于与脑的主应变的相关性,三者分别为66.3、53.8、41.5 rad/s。

提取头部质心角速度并计算出3组仿真试验头部旋转损伤指标的最大值分别为1.34、1.59和1.57。根据头部旋转损伤指标可预测脑组织发生AIS4级损伤的概率,即

$$P_{\text{AIS4}} = 1 - \exp\left(-\frac{C_{\text{Bri}}}{1.204}\right)^{2.84} \quad (2)$$

由式(2)可计算得出,3组仿真试验发生AIS4级脑损伤的概率分别为74%、89%和88%。由此可见,骑车人发生AIS4级脑损伤的概率较行人高15%,而骑车人的握力因素对脑组织发生AIS4级损伤概率几乎没有影响。

3.2 头部生物力学响应分析

图9为行人、骑车人脑组织Von Mises(冯·米塞斯)应力、剪切应力和最大主应变(MPS)云图。依据Baumgartner等^[25]的研究,当脑组织Von Mises应力值在6.0~11 kPa会出现脑挫伤,大于15 kPa时会出现轻微脑震荡,大于38 kPa时会造成重度脑损伤。3组试验中行人头部Von Mises应力峰值为5.17 kPa,而骑车人(普通接触)为15.20 kPa,出现在脑右侧枕叶,存在轻微脑震荡风险。对其头部与汽车发动机盖碰撞点位置进行分析,骑车人(普通接触)相较于行人头部碰撞点更靠近发动机盖上端,由于发动机盖上端有连接结构,所以强度会相对大一些,给骑车人(普

通接触)头部带来更大的伤害风险。在有握力的骑车人-两轮电动车耦合模型中, Von Mises 应力峰值为 12.11 kPa, 相较无握力的降低 20%。由图 9 (b) 剪切应力云图可知, 3 组试验行人、骑车人(普通接触)、骑车人(握力)的脑组织剪切应力峰值分别为 5.971、8.774、9.096 kPa。Zhang 等^[26]研究表明, 当脑剪切应力值达到 6.0、7.8、10.0 kPa 时, 出现轻度脑损伤的概率分别为 25%、50%、80%。Anderson 等^[27]提出当脑组织最大剪切应力为 8~16 kPa 时, 会造成弥漫性轴

索损伤, 行人和骑车人出现轻度脑损伤的概率分别为 25%、50%, 且骑车人存在发生弥漫性轴索损伤的风险。对有握力的骑车人而言, 因为握力的存在, 头部会产生一定的绕纵向加速度而产生较高一些的剪切应力, 也是存在弥漫性轴索损伤风险。人体颈部旋转时, 最大主应变(MPS)发生在脑皮质灰质和脑白质。如图 9 (c) 所示, 3 组仿真试验脑皮质灰质和脑白质的 MPS 值分别为 0.8729、0.9758 和 0.9883, 可见骑车人的较行人的高, 握力存在因素对其影响较小。

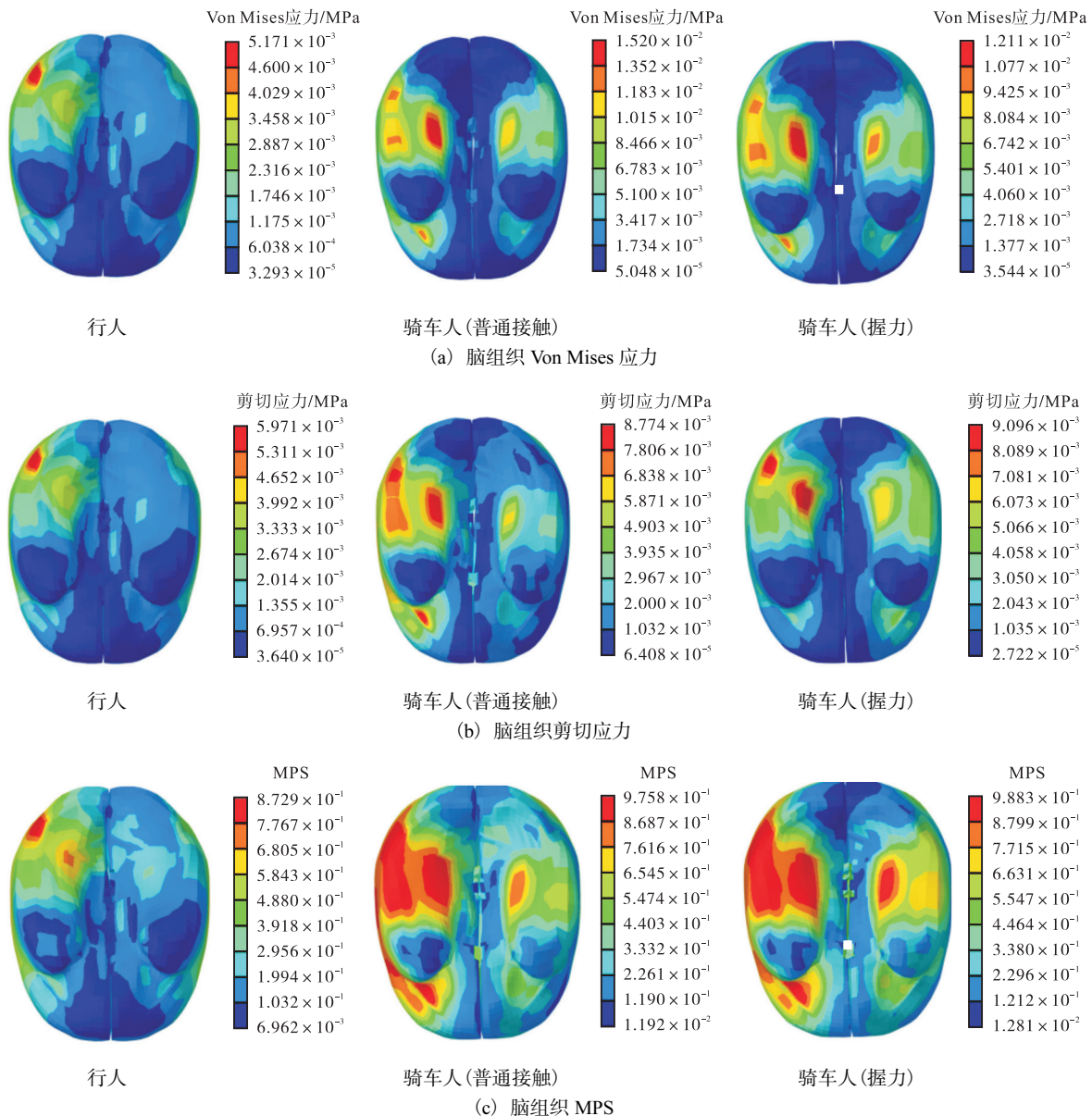


图 9 脑组织生物力学响应

Fig. 9 Biomechanical response of brain tissue

通常用颅内压力评价头部撞击侧和对撞侧脑挫伤的严重程度。由图 10 可以看出, 骑车人(普通接触)颅内压力最大值明显高于行人, 达到 234.18 kPa,

行人颅内压力最大值为 209.44 kPa, 两者都接近 Ward 等^[28]提出的严重脑损伤阈值(235 kPa)。骑车人(握力)的颅内压力峰值接近于骑车人(普通接触), 但

其颅内压力维持在较高位的时间更久。

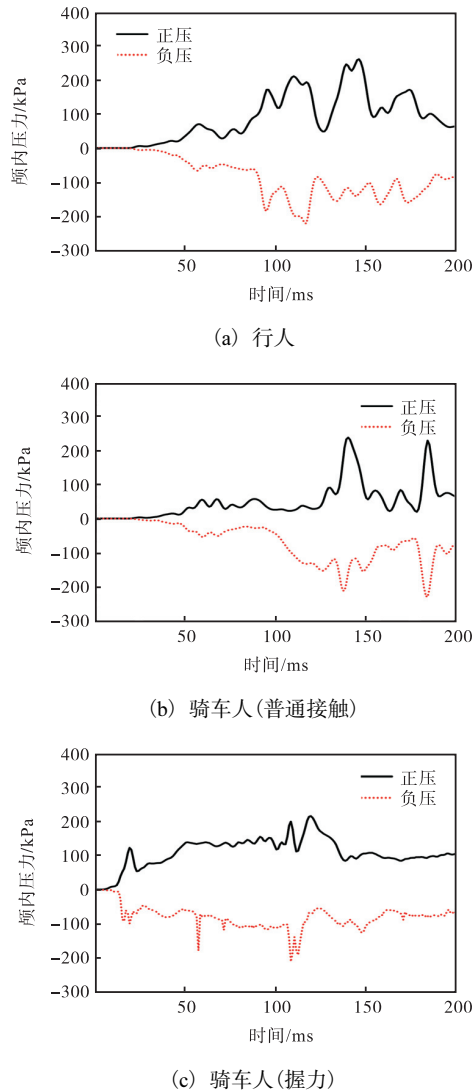


图 10 颅内压力变化曲线

Fig. 10 Variation curves of intracranial pressure

4 结论

基于具有详细解剖学结构的国人 50th 头部有限元模型,开发骑车人-两轮电动车耦合模型并根据真实案例验证其有效性,搭建行人、骑车人侧面碰撞仿真模型,对比分析行人与骑车人在侧面碰撞事故中运动学响应与头部生物力学响应的异同,同时研究了握力对骑车人损伤的影响,结论如下:

(1) 行人和两轮电动车骑车人在与汽车前端部碰撞事故中,骑车人头部损伤风险高于行人,但运动学响应较为接近,可参照 C-NCAP 中行人头型评价标准提出骑车人头部评价测试方法。

(2) 骑车人握力影响其运动学响应和头部生物力

学响应,这是对骑车人进行交通事故仿真分析时不可忽略的因素。

参考文献:

- [1] World Health Organization. Global status report on road safety 2018: supporting a decade of action[R]. Switzerland: World Health Organization, 2018.
- [2] 国家统计局. 中国统计年鉴:2020[M]. 北京: 中国统计出版社, 2020.
- [3] CHONG S, POULOS R, OLIVIER J, et al. Relative injury severity among vulnerable non-motorised road users: comparative analysis of injury arising from bicycle-motor vehicle and bicycle-pedestrian collisions [J]. Accident analysis & prevention, 2010, 42(1): 290-296.
- [4] BADEA R A, LENARD J. Source of head injury for pedestrians and pedal cyclists: striking vehicle or road?[J]. Accident analysis & prevention, 2013, 50: 1140-1150.
- [5] CHUNG Y, SONG T J, YOON B J. Injury severity in delivery-motorcycle to vehicle crashes in the Seoul metropolitan area[J]. Accident analysis & prevention, 2014, 62: 79-86.
- [6] 聂进. 行人和自行车骑车人交通伤流行病学及头部损伤研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2014.
- [7] 曾必强, 高继东, 彭伟, 等. 行人和骑车人头部与轿车碰撞特征的研究[J]. 汽车工程, 2016, 38(12): 1446-1451.
- [8] 曾文铭. 弱势道路群体事故重现及人体损伤防护分析[D]. 广州: 华南理工大学, 2017.
- [9] 秦闯. 基于组合式假人模型的两轮电动车交通事故仿真与应用[D]. 上海: 上海交通大学, 2018.
- [10] 高文睿. 基于电动自行车-机动车事故重建的骑车人头部响应研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2020.
- [11] 韩勇, 林丽雅, 何勇, 等. 电动两轮车骑车人紧急避让姿态对损伤风险的影响研究[J]. 汽车工程, 2022, 44(5): 764-770.
- [12] 杨振. 基于有限元-多刚体混合行人计算模型的头部碰撞损伤研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2021.
- [13] ZHAO W, RUAN S J, LI H Y, et al. A study on the directional sensitivity of intracranial responses following head impact[J]. International journal of vehicle safety, 2014, 7(2): 199-208.
- [14] 黄永强. 基于六岁儿童行人有限元模型的头部及下肢损伤机理研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2019.

- [15] 秦闯,傅双枝,金先龙,等. 组合式假人建模在两轮电动车交通事故模拟中的应用[J]. 上海交通大学学报, 2019, 53(4): 447-453.
- [16] NEWMAN J, BARR C, BEUSENBERG M C, et al. A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury. Part 2: results and conclusions[C]//IRCOBI. Proceedings of the 2000 International Research Council on the Bio-mechanics of Injury Conference. Montpellier: IRCOBI, 2000.
- [17] HAN I. Simulation analysis of low-speed front-to-rear vehicle impacts for estimating the severity of passenger injury[J]. Proceedings of the institution of mechanical engineers, part D: journal of automobile engineering, 2016, 230(4): 554-563.
- [18] C-NCAP 管理中心. C-NCAP 管理规则:2021 版[R]. 天津: 中国汽车技术研究中心有限公司, 2020.
- [19] 钱宇彬, 张进杰, 常飞, 等. 面向电动两轮车的汽车 AEB 系统研究[J]. 汽车技术, 2022(9): 43-49.
- [20] 范天赐, 王宏雁, 杨震, 等. 基于中国两轮车事故的典型场景提取与分析[J]. 交通与运输, 2019, 35(2): 41-45.
- [21] PAN D, HAN Y, JIN Q Q, et al. Study of typical electric two-wheelers pre-crash scenarios using K-medoids clustering methodology based on video recordings in China[J]. Accident analysis & prevention, 2021, 160: 106320.
- [22] MATHIOWETZ V, KASHMAN N, VOLLAND G, et al. Grip and pinch strength; normative data for adults[J]. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1985, 66(2): 69-74.
- [23] Euro NCAP. Technical bulletin of pedestrian human model certification[EB/OL]. [2023-03-21]. <https://cdn.euroncap.com/media/34544/tb-024-pedestrian-human-model-certification-v101.pdf>.
- [24] 水野幸治, 韩勇, 陈一唯. 汽车碰撞安全[M]. 北京: 人民交通出版社, 2016: 18-19.
- [25] BAUMGARTNER D, WILLINGER R, SHEWCHENKO N, et al. Tolerance limits for mild traumatic brain injury derived from numerical head impact replication[C]//IRCOBI. Proceedings of the 2001 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Isle of Man: IRCOBI, 2001.
- [26] ZHANG L Y, YANG K H, KING A I. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury[J]. Journal of biomechanical engineering, 2004, 126(2): 226-236.
- [27] ANDERSON R W G, BROWN C, BLUMBERGS P, et al. Mechanisms of axonal injury: an experimental and numerical study of a sheep model of head impact[C]//IRCOBI. Proceedings of the 1999 International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference. Sitges: IRCOBI, 1999.
- [28] WARD C C, NIKRAVESH P E, THOMPSON R B. Bio-dynamic finite element models used in brain injury research[J]. Aviation space & environmental medicine, 1978, 49: 136-142.

责任编辑: 周建军