

DOI:10.11918/j.issn.0367-6234.201612021

行人大腿冲击器的生物仿真度

胡远志^{1,2}, 王 波², 刘 西², 廖高健²

(1.汽车噪声振动和安全技术国家重点实验室(中国汽车工程研究院股份有限公司和重庆长安汽车股份有限公司),
重庆 401122; 2.汽车零部件先进制造技术教育部重点实验室(重庆理工大学),重庆 400054)

摘 要: 针对汽车行人保护碰撞试验中大腿冲击器的生物力学特性问题,采用 THUMS(total human model for safety)人体模型与大腿冲击器进行对比仿真分析. 模拟 THUMS-SUV 行人交通事故,并对 THUMS 人体模型大腿所受冲击力和弯矩进行了输出. 根据事故中行人大腿初始碰撞条件和行人大腿最低能量状态,分别建立两种工况的行人大腿冲击器碰撞模型并进行模拟,对比分析行人大腿冲击器和 THUMS 人体模型大腿的动态响应、最大瞬间冲击力和最大弯矩. 仿真结果表明:相对 THUMS 人体模型而言,大腿冲击器的最大瞬间冲击力偏高而最大弯矩偏低,行人小腿和上身的运动和接触作用,会影响大腿部位的接触力和最大弯矩,因此大腿冲击器的生物仿真度有待提高.

关键词: 生物仿真度;THUMS 人体模型;大腿冲击器;冲击力;弯矩

中图分类号: U467.1 **文献标志码:** A **文章编号:** 0367-6234(2018)01-0154-06

Biofidelity of pedestrian upper leg impactor

HU Yuanzhi^{1,2}, WANG Bo², LIU Xi², LIAO Gaojian²

(1. State Key Laboratory of Vehicle NVH and Safety Technology (China Automotive Engineering Research Institute and Chongqing Changan Automobile Company Limited), Chongqing 401122, China; 2. Key Laboratory of Advanced Manufacture Technology for Automobile Parts(Chongqing University of Technology), Ministry of Education, Chongqing 400054, China)

Abstract: Aiming at the biomechanical characteristics of upper leg impactor in the pedestrian protection collision test, THUMS(total human model for safety) model and upper leg impactor were compared and simulated. Firstly, the THUMS-SUV pedestrian accident is simulated, and the impact force and bending moment of THUMS model of upper leg were output. According to the initial condition and minimum energy status of pedestrian upper leg in the accident, two upper leg impactor collision models were established and simulated. The kinematic behavior, maximum bending moment and maximum impact force between THUMS upper leg and upper leg impactor were compared and analyzed. The result showed that the upper leg impactor had higher impact force, but lower bending moment compared to THUMS model. This paper indicates that, due to movement and contact of lower leg and upper body, the contact force and bending moment of upper leg is affected, which means the biofidelity improvement is needed for the upper leg impactor.

Keywords: biological fidelity; THUMS model; upper leg impactor; impact force; bending moment

根据《2015 年道路交通事故统计年报》^[1],2015 年我国行人碰撞造成的事故高达 41 496 起,占交通事故总数的 22.10%.《道路安全全球现状报告》^[2]广泛评估了 178 个国家的道路安全状况,报告中显示:死于交通事故总人数中有 46%为步行者和两轮车使用者;在行人与汽车碰撞过程中,腿部伤害在行人伤害中所占比例最大,为 39%^[3],因而对行人腿部的保护尤为重要.

目前,国际上通行的行人保护法规均参考冲击

器模拟行人伤害最严重部位的“打点式”试验方法^[4],其中大腿部行人保护试验主要采用大腿冲击器进行. 大腿冲击器模型主要包括橡胶皮肤、泡沫肌肉、前面部件、后面部件和相应的测量元器件(图 1). 行人保护大腿试验主要考核大腿受到的冲击力和弯矩,对于弯矩的测量,分别在前面部件中间截面和中间截面两侧 50 mm 位置的 3 个平面(M_1 、 M_2 和 M_3)定义关键字 * DATABASE_CROSS_SECTION 来测量^[5];对于冲击力的测量,在腿部上下位置设置刚度系数很大的拉伸弹簧来测量. 显然,大腿冲击器的生物仿真度是大腿伤害评价的基础,它直接决定了行人腿部伤害的评估准确性和可靠性,试验结果也将影响车型设计对行人腿部的保护效果. 但是采用单独的大腿模型评估大腿伤害,人体其他部位

收稿日期: 2016-12-05

基金项目: 国家自然科学基金(51405050);2015 年重庆市重点产业
共性关键技术创新专项(cstc2015zdcy-ztzz60010);2015
重庆市基础与前沿研究计划项目(cstc2015jcyjA00048)

作者简介: 胡远志(1977—),男,教授,硕士生导师

通信作者: 刘 西,liuxi@cqut.edu.cn

的运动和接触是否对大腿的受力和运动产生响应影响,是值得认真研究讨论和分析的. 为此, Yasuhiro 等^[6]、Yutaka 等^[7]对比了大腿冲击器试验和车辆撞击行人假人试验; Snedeker 等^[8]还对比了大腿冲击器试验结果和实际交通事故中行人大腿伤害情况,研究表明:大腿冲击器初始碰撞能量偏高,伤害评价结果也偏高,试验方法对车辆前端的变化考虑不足;研究对大腿试验方法的改进起到了一定的作用,但是行人假人与真实人体仍然存在较大的差异,同时真实交通事故中行人大腿初始碰撞条件也存在不确定性,此问题需要深入研究.

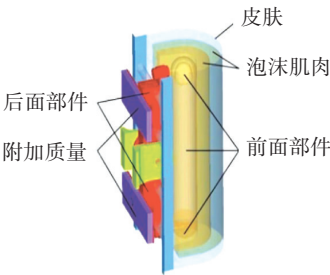


图 1 大腿冲击器模型

Fig.1 Upper leg impactor model

随着人体有限元模型的飞速发展,人们开始运用有限元模型研究大腿损伤^[9-12], THUMS 人体模型因其较高的生物仿真度,在汽车安全研究领域内被广泛应用. THUMS 人体模型是由丰田汽车公司与丰田中央研究所共同开发的有限元模型,它以人体 CT 扫描数据为基础,对人体身体结构进行了精确建模,并且已经经过一系列碰撞冲击试验的验证^[13],可以较为准确模拟出行人交通事故中行人的动力学响应和损伤情况^[14],如图 2 所示.



图 2 THUMS 人体模型

Fig.2 THUMS model

本文采用 THUMS 人体有限元模型对某 SUV 行人交通事故进行了模拟,尝试根据行人大腿初始碰撞条件建立大腿冲击器碰撞仿真模型,通过对比行

人大腿与大腿冲击器的动态响应和伤害情况对大腿冲击器生物仿真度进行了研究;同时为了减少冲击器与行人大腿碰撞角度的差异,根据行人大腿能量最小时刻的碰撞角度对大腿冲击器生物仿真度做了进一步的研究.

1 评价标准和方法

本文通过对比大腿冲击器和 THUMS 人体模型大腿所受到的最大瞬间冲击力和最大弯矩,来评价大腿冲击器的生物仿真度. 为了和大腿冲击器模型保持一致,在 THUMS 人体模型大腿对应位置设置与冲击器相同的伤害输出. 由于无法直接从 THUMS 人体模型中输出大腿股骨所受侧向冲击力,假定合力作用在大腿中心^[15],因此在 THUMS 人体模型大腿的中间位置设置 *CROSS_SECTION_FORCE 来测试 THUMS 人体模型大腿所受合力,如图 3 所示.

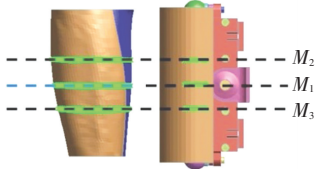


图 3 THUMS 人体模型大腿设置

Fig.3 THUMS upper leg set-up

2 分析方法及结果

2.1 THUMS 人体模型仿真

首先建立 THUMS 人体模型与某 SUV 的碰撞模型,模拟行人交通事故. 在 THUMS 人体模型碰撞仿真中,THUMS 人体模型处于车辆前方中间位置,面向于车辆纵向平面垂直的方向,左脚和右手向前,模拟行走姿态^[16](图 4);碰撞速度 40 km/h,行人事故动态模拟如图 5 所示.

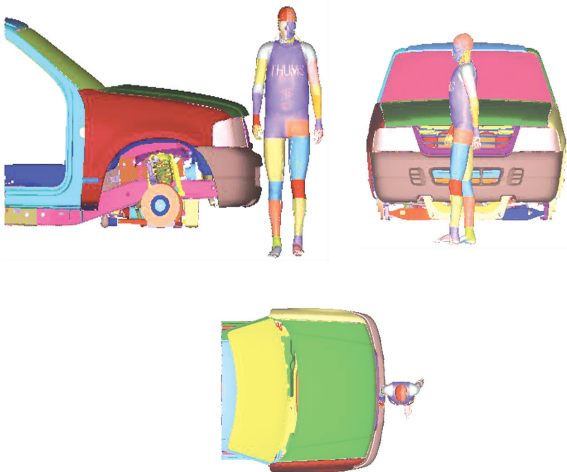


图 4 行人事故模拟

Fig.4 Simulation of SUV-to-pedestrian collision

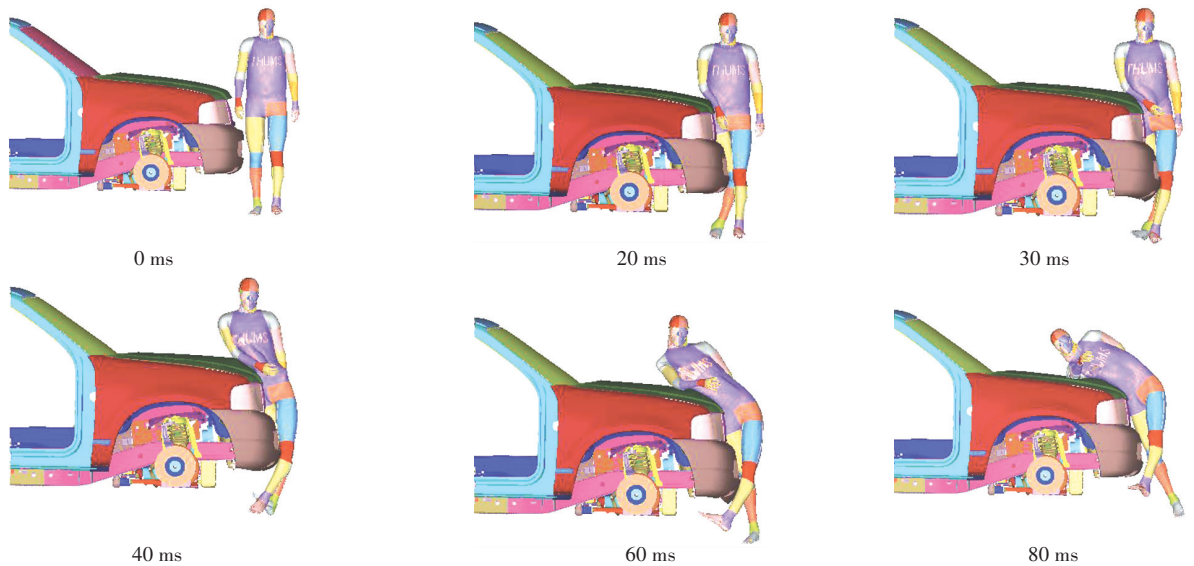


图 5 行人事故动态图

Fig.5 Kinematic behavior of pedestrian in SUV collision

从图 5 可以看出,行人与 SUV 前端碰撞过程中,行人大腿首先与保险杠接触,碰撞最低位置与人体膝盖齐平;碰撞初期 SUV 与行人主要接触面积在行人大腿上,大腿所受冲击力逐渐增加,19 ms 时大腿所受冲击力达到峰值 2.9 kN(图 6),此时行人上身由于惯性迟滞作用仍然保持站立姿势;随后行人下肢接触保险杠横梁,在集中剪力和自身惯性的作用下,小腿开始朝着车底运动,大腿和上身开始绕着车辆前端外形旋转,行人大腿上端和下端运动的不协调,使得大腿弯矩逐渐增加,30 ms 时行人大腿所受弯矩达到最大值 328.8 N·m(图 7);最后行人腰部开始与 SUV 发动机罩前端接触并成为新的旋转支点,行人下肢开始脱离与 SUV 前端的接触。

始能量,同时保证大腿冲击器中间截面与行人大腿中间截面保持一致. 由 8 可知,行人大腿初始能量为 382 J,大腿冲击器质量为 10.5 kg,通过换算可得大腿冲击器的冲击速度为 8.54 m/s. 建立大腿冲击器的仿真模型,其碰撞仿真动态如图 9 所示。

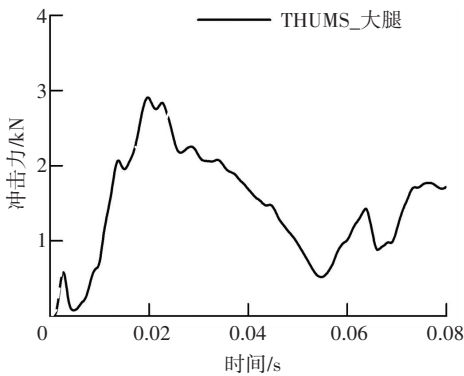


图 6 冲击力

Fig.6 Impact force

2.2 大腿冲击器模型仿真

为了研究大腿冲击器的生物仿真度,需要保证大腿冲击器与行人大腿有相同的初始碰撞条件,给予大腿冲击器与行人大腿相同的初始碰撞角度和初

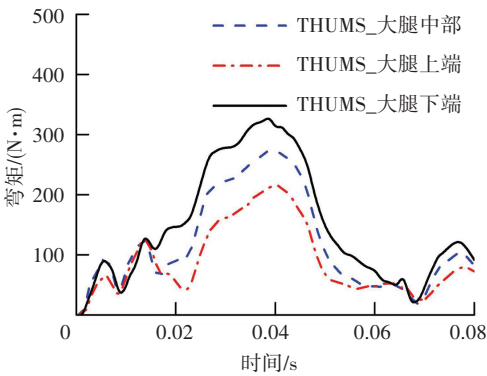


图 7 弯矩

Fig.7 Bending moment

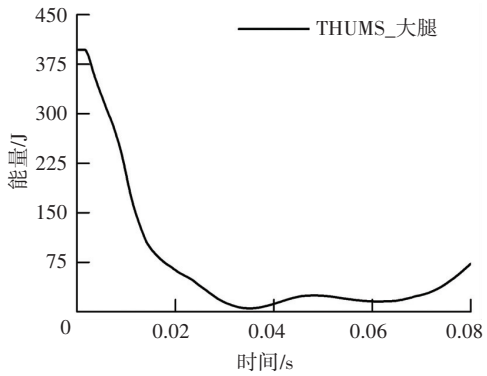


图 8 行人大腿能量

Fig.8 Energy of pedestrian upper leg

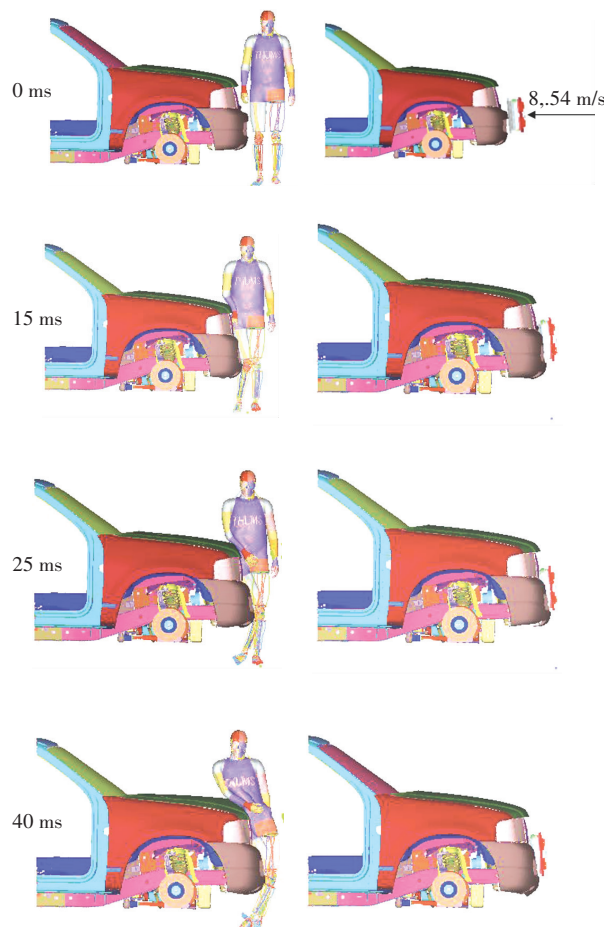


图 9 大腿冲击器动态图

Fig.9 Kinematic behavior of upper leg impactor

对比冲击器碰撞仿真和行人事故仿真动态可以看出,大腿冲击器与行人大腿动态响应存在较大区别. 在大腿冲击器与 SUV 前端碰撞过程中,冲击器中部首先与保险杠上端接触,冲击器上下两端差不多的动能使得冲击器几乎维持初始碰撞角度向前运动,使应力集中在大腿冲击器中部碰撞点处,冲击器中部弯矩逐渐增大,15 ms 时大腿冲击器中部所受弯矩达到峰值 $159.4 \text{ N} \cdot \text{m}$ (图 10);然后随着保险杠变形量的增加,冲击器上端开始与 SUV 格栅接触,而下端始终未与 SUV 前端接触,导致冲击器下端开始绕保险杠旋转,同时接触面积的增加也使得冲击器中部弯矩开始减小;最后,随着冲击器动能的减少,大腿冲击器开始反弹. 几乎与此同时,31 ms 时大腿冲击器所受冲击力达到峰值 3.2 kN (图 11). 与行人大腿相比,行人膝盖和小腿上端与 SUV 保险杠下端的接触对行人下肢起到了一定的支撑作用,最终行人大腿所受最大弯矩出现在大腿下端,而大腿冲击器由于自身的局部化,使得剪力集中点出现在了冲击器中部,最终最大弯矩也出现在大腿冲击器中部;虽然大腿冲击器初始能量和行人大腿初始能量相同,但是行人上身和小腿更大的能量使得行

人下肢受到更大的集中剪力,车辆前端变形更加的严重,大腿旋转角度也明显更大,以至于行人大腿所受瞬时最大弯矩相对于大腿冲击器偏高;但是行人腰部、腹部和小腿也使得碰撞仿真中接触面积大大增加,最终行人大腿所受最大冲击力相对于大腿冲击器偏低;行人大腿和大腿冲击器碰撞仿真动态的差异,也使得瞬时冲击力和弯矩曲线存在较大差别.

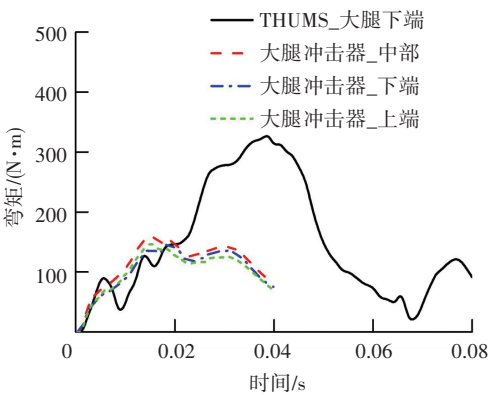


图 10 弯矩

Fig.10 Bending moment

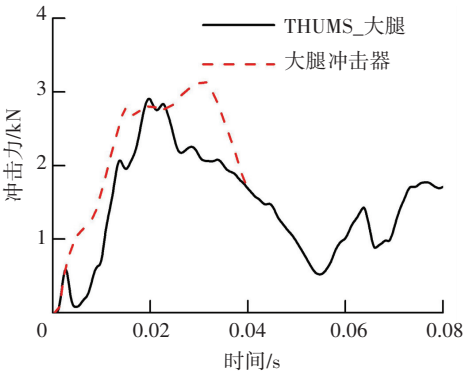


图 11 冲击力

Fig.11 Impact force

另一方面,为了减小行人大腿和大腿冲击器碰撞角度的差异,同时尽可能减少行人上身和小腿对大腿运动的影响,本文对大腿冲击器生物仿真度做了进一步的研究. 考虑到行人大腿能量最低时刻,行人大腿相对静止,车辆大腿碰撞位置充分变形,碰撞角度变化小,行人上身和小腿对大腿伤害的影响也相当小,行人大腿最小能量发生在33.5 ms时刻,其碰撞角度如图 12 所示.



图 12 行人大腿最低能量时碰撞角度

Fig.12 Pedestrian upper leg impact angle at 33.5 ms in SUV collision

此时给予大腿冲击器与行人大腿相同的初始碰撞能量,同理换算后大腿冲击器碰撞速度为 8.54 m/s;并保证大腿冲击器中间截面与行人大腿中间截面保持一致,冲击器仿真模型如图 13 所示,其碰撞仿真动态如图 14 所示。



图 13 大腿冲击器碰撞模型

Fig.13 Upper leg impactor collision model

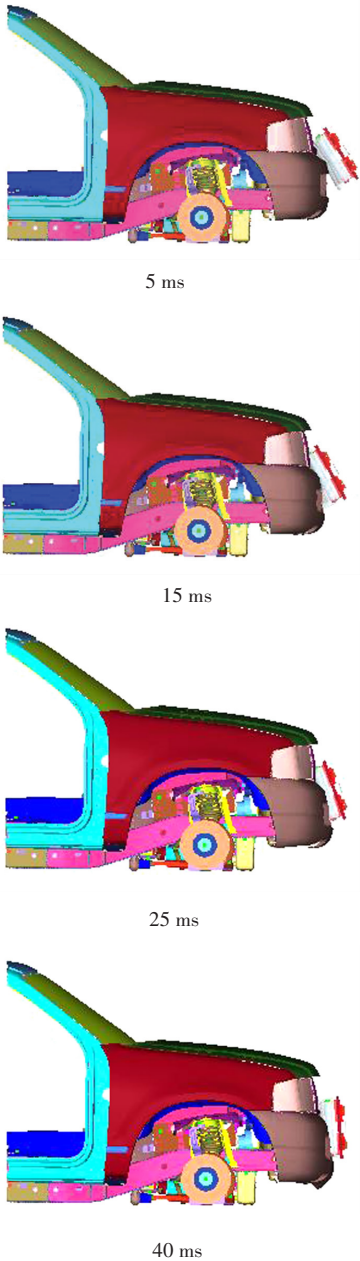


图 14 大腿冲击器动态图

Fig.14 Kinematic behavior of upper leg impactor

从大腿冲击器仿真动态图 14 可以看出:大腿冲击器与 SUV 前端碰撞过程中,冲击器中部和上端几乎同时分别与保险杠上端和格栅接触,碰撞初期冲击器较大的动能使得冲击器几乎保持初始碰撞角度向前运动;然后冲击器上端因为格栅的阻碍动能逐渐减少,而下端由于始终未与 SUV 前端接触,大腿冲击器开始绕保险杠旋转,使得应力开始大量集中在冲击器中下端;最后,随着冲击器动能的减少,冲击器所受冲击力和弯矩逐渐增加,27 ms 时冲击器受到冲击力达到峰值 3.05 kN(图 15),32.5 ms 时冲击器下端所受弯矩达到峰值157.5 N·m(图 16),几乎与此同时,冲击器开始反弹.与行人大腿相比,大腿冲击器和行人大腿瞬时冲击力和弯矩达到峰值的时间和曲线趋势均有类似之处,但是行人更大碰撞接触面积仍使得行人大腿瞬时最大冲击力相对于大腿冲击器偏低,行人上身和小腿更大的动能仍使得大腿在碰撞过程中受到的最大弯矩相对于大腿冲击器偏高,但是最大弯矩均出现在下端。

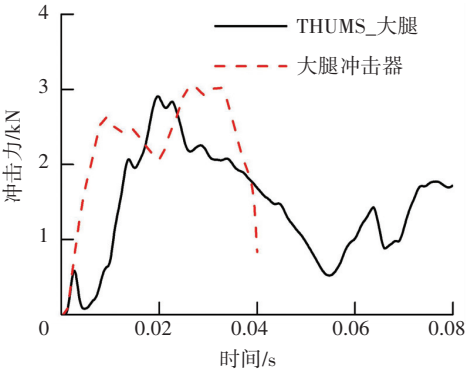


图 15 冲击力

Fig.15 Impact force

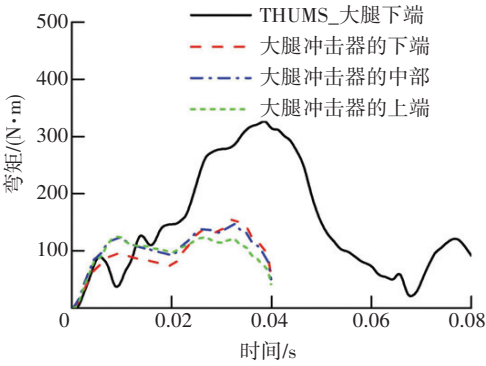


图 16 弯矩

Fig.16 Bending moment

3 结 论

1) 相同的初始碰撞条件下,相对 THUMS 人体模型而言,大腿冲击器最大瞬时冲击力偏高,最大弯矩偏低,动态响应差别较大,最大弯矩发生位置也存

在较大差异. 行人大腿在最低能量状态下, 大腿冲击器最大瞬时冲击力仍然偏高, 最大弯矩仍然偏低, 但冲击器最大弯矩出现位置与人体模型一致, 瞬时冲击力和弯矩达到峰值的时间和曲线趋势与人体模型也有类似之处.

2) 人体小腿和上身的运动和接触, 对大腿部位的接触力和最大弯矩的产生存在一定的影响. 因此将大腿作为独立部件来评估行人的腿部伤害还有待进一步研究, 大腿冲击器的生物仿真度有待进一步提高.

3) 本文的局限和不足之处在于车辆的前端造型单一, 以及只针对 50 位男性人体模型进行了研究, 车辆前端造型和人体模型均存在局限性; 在以后的研究中可以针对这两个方面做进一步的研究.

参考文献

- [1] 公安部交通管理局. 2015 道路交通事故统计年报[R]. 北京: 公安部交通管理局, 2016.
Traffic Management Bureau of Ministry of Public Security. Annual road traffic accident statistics 2015[R]. Beijing: Traffic Management Bureau of Ministry of Public Security, 2016.
- [2] World Health Organization. Global status report on road safety[R]. Geneva: World Health Organization, 2009.
- [3] US Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration. Traffic safety facts 2000; a compilation of motor vehicle crash data from the fatality analysis reporting system and the general estimates system[R]. Washington DC: US Department of Transportation, 2000.
- [4] 胡远志, 刘西. 汽车行人保护开发技术[M]. 北京: 清华大学出版社, 2014: 17.
HU Yuanzhi, LIU Xi. Protection and development technology of automobile pedestrians [M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2014: 17.
- [5] 胡远志, 曾必强, 谢书港. 行人保护大腿冲击器有限元模型开发[DB/OL]. (2016-6-5). <http://www.docin.com/p-1622799544.html>.
HU Yuanzhi, ZENG Biqiang, XIE Shugang. Development of finite element model of pedestrian protection impactor[DB/OL]. (2016-6-5). <http://www.docin.com/p-1622799544.html>.
- [6] YASUHIRO M, ADAM W, ATSUHIRO K. Comparison of pedestrian subsystem safety tests using impactors and full-scale dummy tests [J]. SAE Technical Paper, 2002, 2002-01-1021. DOI:10.4271/

2002-01-1021.

- [7] YUTAKA O, AKIHIKO A, MASAYOSHI O. A study of the upper leg component tests compared with pedestrian dummy[J]. SAE Technical Paper, 2001, 2001-06-0235.
- [8] SNEDEKER J G, MUSER M H, WALZ F H. Assessment of pelvis and upper leg injury risk in car-pedestrian collisions: comparison of accident statistics, impactor tests and a human body finite element model[J]. Stapp Car Crash Journal, 2003, 47(47): 437-457.
- [9] 韩勇, 杨济匡, 李凡, 等. 汽车-行人碰撞中人体下肢骨折的有限元分析[J]. 吉林大学学报(工学版), 2011, 41(1): 6-11.
HAN Yong, YANG Jikuang, LI Fan, et al. Finite element analysis of lower extremity fractures in vehicle-pedestrian collision[J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2011, 41(1): 6-11.
- [10] HAN Yong, MIZUNO K, MATSUI Y. Dynamic response and injury risk of pedestrians in mini car collision[J]. Journal of Automotive Safety & Energy, 2011, 1(4): 244-249.
- [11] 张冠军, 曹立波, 官凤娇, 等. 基于汽车与行人碰撞载荷特点的下肢长骨建模[J]. 力学学报, 2011, 43(5): 939-947.
ZHANG Guanjun, CAO Libo, GUAN Fengjiao. Bone modeling of lower extremity based on the characteristics of vehicle and pedestrian impact force[J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2011, 43(5): 939-947.
- [12] NAKAHIRA Y, TANAKA R, LWAMOTO M, et al. Investigation on mechanism of femur fractures during frontal knee impact: application of a human body FE model considering change in mechanical properties of bones and muscles with aging[C]//Society of Automotive Engineers of Japan Proceeding. Tokyo: Society of Automotive Engineers of Japan, 2012: 1347-1352.
- [13] Toyota Motor Corporation. THUMS AM50 V4AC Document 20111003[Z]. Tokyo: Toyota Motor Corporation, 2011.
- [14] MAENO T, HASEGAWA J. Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts[J]. British Journal of Diabetes & Vascular Disease, 2001, 11(4): 163-167.
- [15] TUSHAR B, JAGADISH M, VIJAY S I. Comparison of femur moments and forces of EEVC WG17 upper leg impactor, FlexPLI and human body finite element model[J]. SAE Technical Paper, 2014, 2014-01-0515. DOI:10.4271/2014-01-0515.
- [16] 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.
HAN Yong. A study on dynamic response and injury mechanism of chest and lower extremities in vehicle to pedestrian collisions[D]. Changsha: Hunan University, 2011.

(编辑 杨波)