

Research On Vehicle Bonnet Elasto-Plastic And HIC

Lai Zhengjian^{1,2}, Liu Wenju^{1,2}, Li Xiaolei^{1,2}, Yu Huili^{1,2}, Xu Ai^{1,2}

¹State Key Laboratory of Vehicle NVH and Safety Technology, Chongqing, China, 401120

²Changan Auto R&D Center, Changan Automobile Co., Ltd

Email: laizhengjian12@163.com

Abstract: In this paper, through the pedestrian protection headform test, the effect of the headform motion state of the ideal bonnet and its elastic-plastic energy on the headform acceleration curve is analyzed. With the HIC formula, the effect of the bonnet elastic-plastic on HIC value is calculated, and is verified by the test data. In test phase, the elasticity of carbon fiber material is weaker than that of common iron material; carbon fiber is more elastic than iron. Under the same vehicle with two different materials, on the same position and test conditions, the pedestrian protection headform test was conducted, and the Elasto-Plastic of material was not conducive to reducing HIC

Keywords: Elasto-Plastic; HIC; Bonnet; pedestrian protection

车辆罩板弹塑性与 HIC 值关系研究

赖政剑^{1,2}, 刘文举^{1,2}, 李筱磊^{1,2}, 禹慧丽^{1,2}, 许艾^{1,2}

¹汽车噪声振动和安全技术国家重点实验室, 重庆, 中国, 401120

²重庆长安汽车股份有限公司汽车工程研究总院

Email: laizhengjian12@163.com

摘要: 本文通过在行人保护头型试验中, 分析理想发动机罩板的头型运动状态及其弹塑性能对头型加速度曲线的影响, 通过 HIC 计算公式, 得出车辆罩板弹塑性对 HIC 值的影响, 结合试验数据进行验证。文中试验验证阶段, 利用碳纤维材料的塑性比普通铁材料的塑形弱, 而碳纤维材料的弹性比普通铁材料的弹性强。对于同一车型不同两种材料的罩板, 相同位置, 相同试验条件下, 进行行人保护头型试验, 比较伤害值, 得出材料的弹性性能不利于减小伤害值的结论。

关键词: 弹塑性; HIC 值; 罩板; 行人保护

1 引言

世界卫生组织统计数据显示, 在交通事故中, 我国行人死亡人数占 26%, 而德国占 14%, 美国占 11%。在人一车碰撞交通事故中, 行人最易受伤部位为头部, 所占比例为 31.3%, 是造成行人死亡的主要原因^[1]。为了减小交通事故中车辆对行人头部的伤害, 20 世纪 70 年代后期已出现对涉及行人的车辆事故的调查研究, 但 20 世纪 90 年代后期才在行人保护方面进行大量研究^{[2][3]}。1991 年 Allsop 等人提出头骨骨折的耐受限度为 5.2~12.5kN, 其值主要取决于头骨的碰撞位置和接触表。1997 年 Viano 基于动物实验的结果, 提出头部的损伤机制与粘弹性响应 (VC) 有关, 是由于脑组织受到压缩和变形引起的, 并提出脑损伤的耐受极限度 $VC=0.7m/s$ ^{[6][7]}。行人损伤通常从损伤的类型和严重程度等方面进行评价, 评价方法有简明损伤定级法、损伤严重度记分、格拉斯哥昏迷分级法等很多方法, 目前没有一个统一的头部损伤评价标准^[8]。但, 在汽车安全相关法规评价体系中, 采用了头部伤害指标 HIC 值表示头部伤害程度。在 GTR、E-NCAP 等行人保护法标准中, 行人头型碰撞区域大部分集中在车辆罩板上, 发动机舱内的布置尤为紧凑, 预留的头部吸能空间有限。所以研究车辆罩板性能与 HIC 值的关系对优化行人保护尤为重要。

2 罩板性能与 HIC 值理论分析

表示人体耐冲击性的物理量，一般采用加（减）速度、负荷、压力及位移（变形量）。特别是加速度，能准确地表示冲击大小的尺度。此研究，最初在航天技术领域发展起来的，后来引入交通安全研究领域。在 1960 年，美国缅因州立大学韦恩提出了直线加速度下头部耐冲击性的损伤标准 WSTC 曲线。在 WSTC 曲线的基础上经过多次修改，1971 年美国运输部决定采用下述 HIC 计算公式作为头部伤害值的基准：

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} \right\}_{\max} \quad (1)$$

a 为头部重心加速度，以 g 为单位（ $1g=9.81m/s^2$ ）； t_1 和 t_2 为在冲击过程中的两个时刻（以 s 为单位），表示记录开始与记录结束两个时刻之间的某一段时间间隔，在该时间间隔内 HIC 取最大值（ $t_2 - t_1 \leq 15ms$ ）。

2.1 理想的弹性罩板 HIC 值分析

根据（1）式，明显得知 HIC 值的大小与加速度大小、持续时间密切相关。通常情况下，发动机罩板属于弹塑性材料，假设车辆罩板在变形过程中未达到屈服极限，变形为线弹性变形，弹性系数不变 k ，试验中的头型模块运动规律遵循胡克定律（2）和牛顿第二定律（3）：

$$F_t = k \cdot L_t \quad (2)$$

$$F_t = m \cdot a_t \quad (3)$$

F_t 为罩板对头型模块的反作用力， a_t 为加速度， L_t 为罩板弹性变形等效位移， m 为头型模块质量，儿童头型为 $3.5kg$ 。

不妨设罩板水平放置，即罩板角度为 0° ，那么冲击罩板的速度为 $v = \sin 50^\circ \times 11.11m/s = 8.5m/s$ 。在头部碰撞试验中要得到较低伤害值，发动机盖与内部硬物之间需要有 $55mm$ 以上的缓冲距离^[4]，即吸能空间为 $55mm$ ，罩板在线性变形范围内时，弹性系数 k 。加速度公式变形形式为：

$$\Delta L = \left(v - \frac{1}{2} \cdot \Delta t \cdot a_t \right) \cdot \Delta t \quad (4)$$

$$L_t = \sum \Delta L \quad (5)$$

根据（2）、（3）、（4）、（5）式，可以计算出该罩板的加速度—时间历程和 HIC 值如图

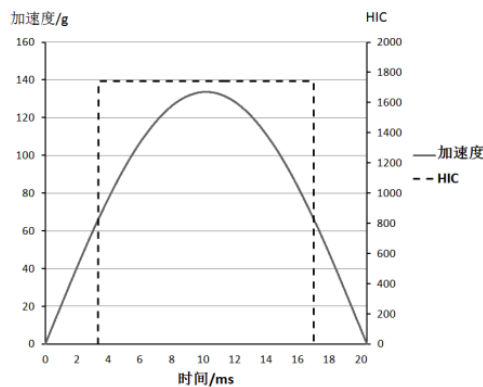


Figure 1. HIC and acceleration curve: elasto bonnet no breaking

图 1 线弹性罩板未断裂的加速度及 HIC 曲线

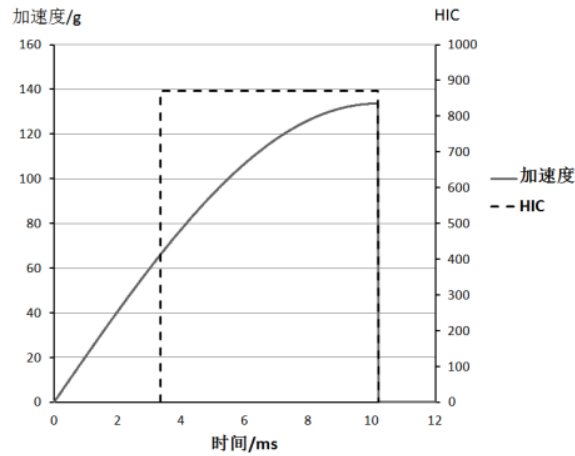


Figure 2 . HIC and acceleration curve: elasto bonnet breaking

图 2 线弹性罩板断裂的加速度及 HIC 曲线

根据图 1，可以明显得知在只有线弹性变形的罩板中，加速度是以峰值为对称的曲线，在计算 HIC 值时下降段的加速度曲线也会计算在 HIC 值中。也就是说，罩板在反弹头型模块过程中，对头型也会造成伤害。如果罩板变形到最大位移后，罩板瞬间碎裂，那么罩板就不会对头型模块产生反弹，头型伤害值就会减小，如图 2 所示，HIC 值减小了一半。

2.2 HIC 值理论最小值分析

罩板在有效的吸能空间内最大限度的吸能，冲击过程中加速度值 a 保持不变，根据加速度公式变形式加速度公式 $v^2=2as$ ，可以知道在吸能空间为 55mm 时，理论最小加速度值和 HIC 值，如图 3 所示。

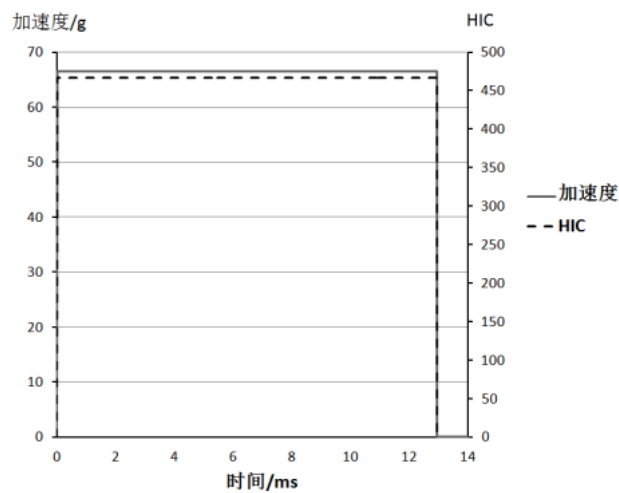


Figure 3. HIC curve:constant acceleration of bonnet deformation at 55mm

图 3. 变形为 55mm 罩板在恒加速度下的 HIC 曲线

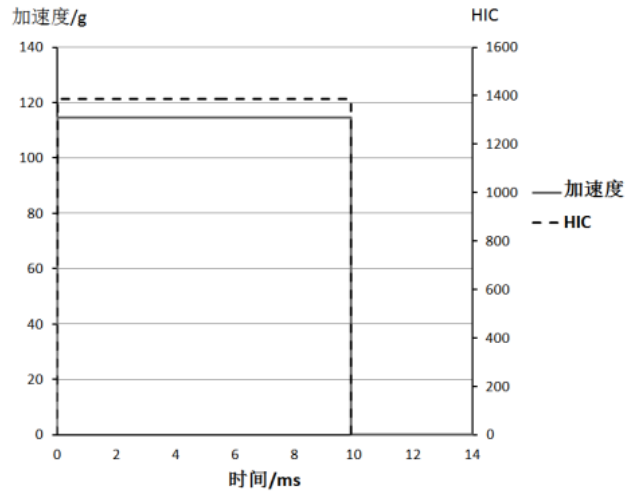


Figure 4. HIC curve:constant acceleration of impact velocity 11m/s

图 4. 冲击速度 11.11 m/s 在恒加速度下的 HIC 曲线

在行人试验中，随着罩板角度的变化，有效冲击速度最大为 11.11m/s，此时的最小加速度值和 HIC 值，如图 4 所示。

从图 3 和图 4 可以看出，HIC 值随着平均加速度增加而不显著增加。从公式（1）可以知道，平均加速度 $\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt$ 越大，HIC 值越大，有效作用时间 t_2-t_1 越长，伤害值越大。图 5 和图 6，可知当有效作用时间大于 15ms 后，HIC 值将不变。

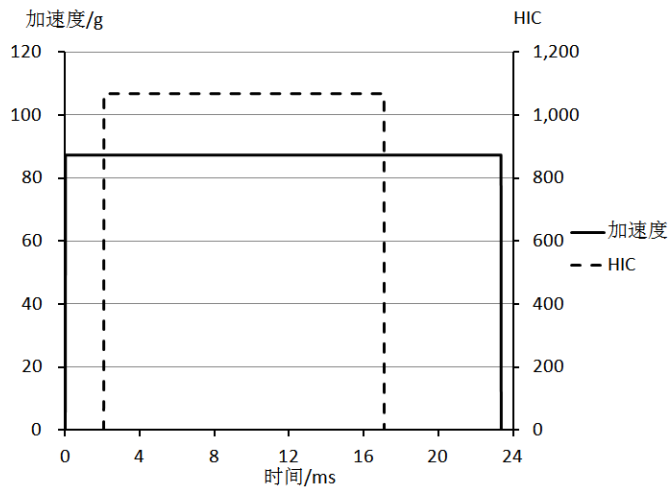


Figure 5. HIC curve:constant acceleration duration over 15ms

图 5. 恒加速度持续时间超过 15ms 下的 HIC 曲线

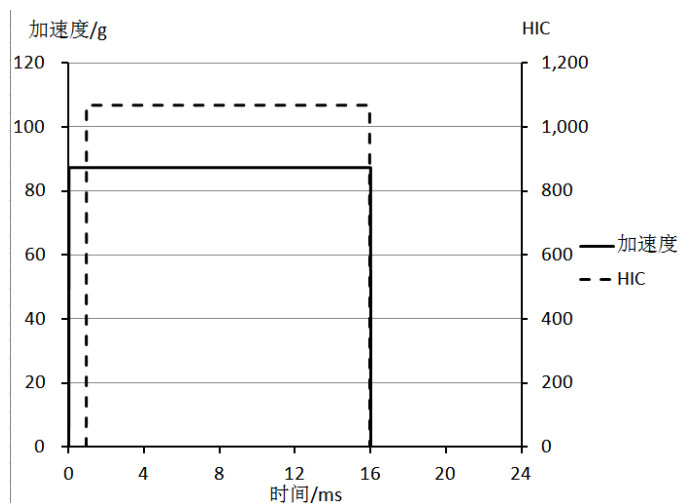


Figure 6. HIC curve:constant acceleration duration over 15ms

图 6. 恒加速度持续时间超过 15ms 下的 HIC 曲线

3 试验及分析

在整车试验过程中，材料、试验过程受到实际试验环境和样件因素影响不能达到理想状态。为了对比材料的弹性和塑性对头型伤害值影响，采用试验样件为形状和大小相同材料不同的前罩板在同一辆整车上对相同位置进行试验。试验采用的儿童头型仪器，按照 EC 法规规定，直径 165mm 半球型结构，质量为 3.5kg，质心位于球的几何中心，且安装一个三轴的加速度传感器，球体用 14mm 厚的合成皮肤覆盖。

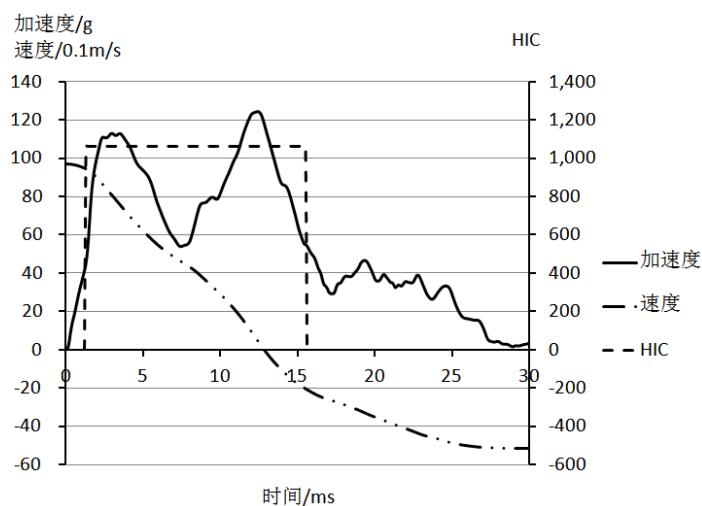


Figure 7. Curve:carbon fiber bonnet

图 7. 碳纤维罩板实测曲线

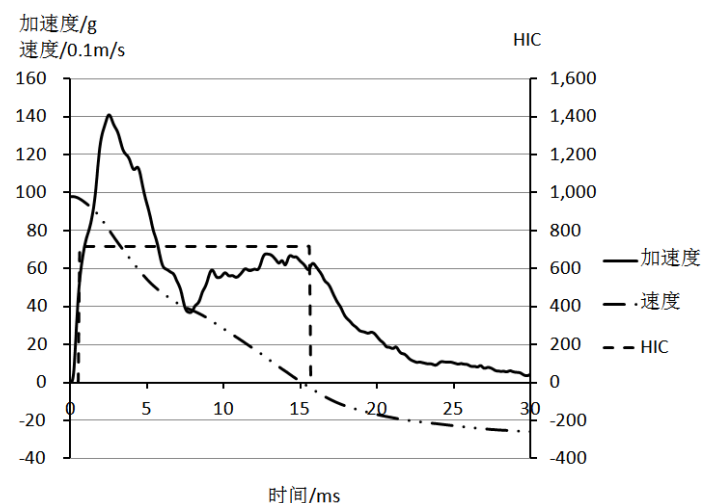


Figure 8. Curve:iron bonnet

图 8.普通铁罩板实测曲线

从上图 7 和图 8 中，可以看出在碰撞后碳纤维罩板反弹速度比铁罩板反弹速度大很多，在加速度—时间历程曲线中，虽然铁罩板的加速度峰值明显大于碳纤维罩板，但铁罩板对头型的伤害值明显小于碳纤维罩板，弹性罩板的第二个加速度峰值明显大于铁罩板。第二波峰是由于弹性罩板的弹性性能强于铁罩板，头型撞击铁罩板后，在罩板表面形成弹性横波传递到罩板边缘，反射回冲击点，对头型形成第二波峰。碳纤维罩板弹性性能明显强于铁罩板，HIC 值高于铁罩板。

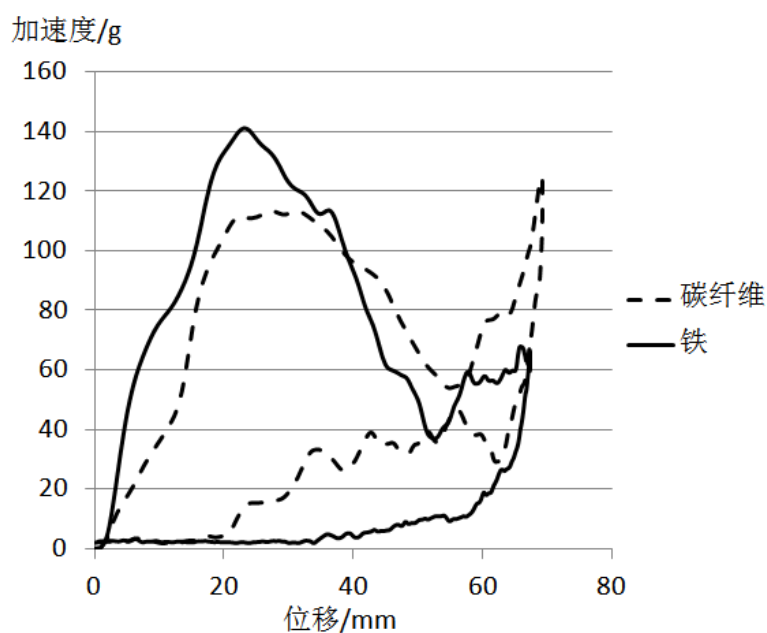


Figure 9. Curve:stiffness

图 9.刚度曲线

铁罩板刚度在冲击过程初始阶段中,明显大于碳纤维罩板,而在冲击过程中后阶段,明显小于碳纤维罩板,铁罩板的刚度衰减显著快于铁罩板。图中可知两种罩板的波谷和第二次波峰的侵入量不一样,所示第二个波峰应该不是罩板内部结构或内板引起的。

对碳纤维罩板和铁罩板的不同位置进行多次试验,且每次试验点下方具有足够的吸能空间。结果如表 1 所示。

Table 1. Comparative resulting data of headform test

表 1 头型试验结果对比数据

试验序号	试验点	材料	侵入量 (mm)	反弹速度 (m/s)	动能吸收 (J)	HIC15 值
1	点 1	碳纤维	54.13	4.18	124.27	1576.2
2	点 1	铁	56.81	3.08	137.67	996.4
3	点 2	碳纤维	61.34	3.58	136.50	1080.9
4	点 2	铁	62.57	2.24	149.90	708.1
5	点 3	碳纤维	70.77	4.36	130.50	796.4
6	点 3	铁	64.73	2.53	155.49	720.4
7	点 4	碳纤维	69.21	5.17	117.85	1060.7
8	点 4	铁	67.28	2.68	155.23	716.6

试验点距离罩板中心距离由远到近的顺序为点 1,点 2,点 4,点 3。冲击头型模块动能相同,侵入量越大,刚度越小;反弹速度越大,弹性能越强。侵入量相差不大时,反弹速度越大 HIC 伤害值越大,反弹速度相差不大时,侵入量越小,HIC 伤害值越大。所以,刚度越大,HIC 伤害值越大;弹性能越强,HIC 伤害值越大,刚塑性材料有利于 HIC 值减小。侵入量、反弹速度、HIC 值均是不可控的试验结果量,不能进行初始条件相同比较。

4 结论

通过对不同弹塑性材料的发动机罩板进行碰撞加速度和 HIC 值的理论分析和试验分析,得出了弹塑性性能和刚度对 HIC 伤害值的影响。

- (1) 刚度的大小直接影响平均加速度的大小,从而影响罩板对行人头部的伤害值。
- (2) 材料的弹性能不利于头型动能的吸收,材料的塑性能更利于头型动能的吸收。

参考文献 (References)

- [1] World Health Organization. Global Status Report on Road Safety 2013: Supporting a Decade of Action [R]. Switzerland: World Health Organization, 2013.
- [2] Hirotoishi Ishikawa, et al. Computer Simulation of Impact Response of the Human Body in Car-Pedestrian Accidents. SAE 933129
- [3] J.Wismans, R.Happee, Pedestrian protection full-body simulations, dummy validation, VDA Technical Congress, Sindelfingen, Germany, 1999, pp.21~29
- [4] (英)加里.布朗; 关于全球行人保护要求不断提高情况下的车辆设计展望[J].轻型汽车技术.2005 年 02 期
- [5] Global technical regulation No.9 Pedestrian safety, November 2008.
- [6] Allsop D L,Perl D R &Warner C Y. Force/Deflection and Fracture Characteristics of the Temporo-Parietal Region of the Human Head.In:Proc of the 35th Stapp Car Crash Conference. USA: SAE, Warraendale,P A,1991.
- [7] Viano. Brain Injury Biomechanics in Closed-Head Impact: Study on Injury Epidemiology, Tolerance Criteria, Biomechanics and

Traffic Injury Prevention. Stockholm, Sweden: Karolinska Institute, 1997.

- [8] 李莉, 李伟强等, 汽车碰撞行人交通伤害特点分析[J], 汽车工程, 2005 年 (第 27 卷) 第 1 期, 44-45
- [9] Cabinet Office. White paper on traffic safety in Japan (Abridged Edition) [M]. Directorate General for Policies on Cohesive Society, 2004.
- [10] Neale M S, Hardy B J, Lawrence G J L. Development and review of the IHRA (JARI) and TNO pedestrian models [C] // Proc of 18th International ESV Conference. Nagoya, Japan: ESV, 2003. 449 - 453.
- [11] NHTSA. Traffic safety facts 2003: Pedestrian [R]. Administration: US Department of Transportation National Highway Traffic Safety, 2004.
- [12] 邓桂芳, 碳纤维行业发展趋势分析[J], 化学工业, 2015 年 9 月 (第 33 卷) 第 9 期, 13-18
- [13] 李小彭, 孙德华等, 弹塑性变形的结合面法向刚度分形模型及仿真[J], 中国工程机械学报, 2015 年 6 月 (第 13 卷) 第 3 期, 189-196.
- [14] 王宏雁. 基于行人保护的主动式发动机罩抬升装置[J]. 交通科学与工程, 2010 (12): 55-59.
- [15] P. Koenig, "Analytical Simulation Guideline for Pedestrian Head Impact", Ruesselsheim, 2004.
- [16] 刘地, 李幼德, 赵航, 等. 行人头部伤害与头部碰撞试验方法的相关性分析[J]. 公路交通科技, 2004 年 1 月 (第 21 卷) 第 1 期, 98-105