

## 6岁儿童胸部改进人体模型的建立与验证

应龙<sup>1</sup>, 葛如海<sup>1,2</sup>, 张学荣<sup>1</sup>, 周进宝<sup>1</sup>

(1. 江苏大学汽车与交通工程学院, 镇江 212013; 2. 无锡职业技术学院汽车与交通学院, 无锡 214121)

**摘要:** **目的** 提升 MADYMO 儿童人体模型中原始胸部柔体模型的生物仿真度, 深入研究儿童乘员胸部各部位损伤。**方法** 采用 CT 图像逆向建模方法, 建立 6 岁儿童胸部有限元模型。通过替换 MADYMO 假人库中 6 岁儿童人体模型的柔体胸部, 建立带有胸部生物力学模型的改进人体模型。模型采用 Kroell 成人胸部碰撞试验的 Irwin 与 Mertz 缩放通道法, 以及 Ouyang 的儿童尸体胸部冲击试验联合验证。**结果** 所建胸部模型的响应与缩放通道法和尸体试验数据都较为吻合, 胸部模型比原始柔体模型更加准确, 且在回弹阶段与尸体试验吻合。**结论** 所建模型有效性得到验证, 结果可进一步用于车辆正面碰撞乘员损伤的研究。

**关键词:** 儿童胸部; 逆向建模; 有限元分析; 动力学; 生物力学

**中图分类号:** U 461.91 **文献标志码:**

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2017.02.001

## Establishment and validation of improved six-year-old pediatric thorax human model

YING Long<sup>1</sup>, GE Ru-hai<sup>1,2</sup>, ZHANG Xue-rong<sup>1</sup>, ZHOU Jin-bao<sup>1</sup> (1. School of Automotive and Traffic Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang 2120132, China; 2. Department of Automobile and Traffic, Wuxi Institute of Technology, Wuxi 214121, China)

**Abstract:** **Objective** To improve the biological fidelity of the thorax flexible body in the original MADYMO child human model, so as to further study pediatric thorax injuries of child occupant. **Methods** The finite element model of six-year-old pediatric thorax was built by the method of reverse modeling based on CT images. By replacing the thorax model with flexible body in MADYMO six-year-old human model, an improved human model containing biomechanical thorax model was developed. The model was verified by joint validation of two tests, including Irwin and Mertz's method of scaling channel reported in Kroell's adult chest impact experiment and Ouyang's thoracic impact test on pediatric cadavers. **Results** The response of this established thorax model was in good agreement with scaling channel method and cadaver test data, and the thorax model was much more accurate than the original flexible body model. The resilience of simulation model was consistent with cadaver test. **Conclusions** The validity of the model is verified, and the results can be further used for occupant injury analysis in vehicle frontal crash.

**Key words:** Pediatric thorax; Reverse modeling; Finite element analysis; Dynamics; Biomechanics

据统计,2012年,我国14岁以下儿童死于交通事故的人数共有1.85万,交通事故成为该年龄段儿童的第一死因;死亡率是欧洲的2.5倍,美国的2.6

倍<sup>[1]</sup>。儿童乘员主要的损伤形式包括头部颅骨损伤与脑组织损伤,其次为胸部闭合损伤,包括肋骨、胸骨骨折以及软组织损伤等<sup>[2]</sup>。为研究胸部各部

收稿日期:2016-05-20; 修回日期:2016-06-10

基金项目:江苏省2014年度普通高校研究生科研创新计划项目(KYLX\_1023)。

通信作者:葛如海,教授,博士研究生导师, E-mail: grh@ujs.edu.cn; 应龙, E-mail: 517727006@qq.com。

位的具体损伤形式,需建立精确的人体胸部有限元模型,而不能将其作为一个整体进行分析。蔡志华等<sup>[3]</sup>利用CT、MRI扫描逆向建立成人胸部有限元模型,通过胸部接触力、胸部变形量等参数验证了该模型的准确性。由于通过试验获得的儿童生物组织有限元参数较少,建立儿童人体模型所需参数多使用成人数据缩放。李海岩等<sup>[4]</sup>建立了6岁儿童胸部有限元模型,并通过胸部力-变形缩放通道法进行验证,但胸部变形量较大时仿真结果与验证通道存在差距。蒋彬辉<sup>[5]</sup>整合临床治疗中所获多位儿童患者的CT、MRI图像,建立了标准的10岁儿童有限元模型,并通过临床心肺复苏(cardiopulmonary resuscitation, CPR)胸部模型响应数据进行静态加载验证,通过尸体试验验证胸部模型的动态响应,模型的生物仿真度较高。仿真假人模型经过长期发展,除Hybrid III型假人外,丰田公司的THUMS假人模型也常用于分析交通事故中的乘员损伤<sup>[6-7]</sup>。

MADYMO软件库中提供了6岁儿童人体模型,但其胸部以柔体替代<sup>[8]</sup>。该模型可对胸部加速度、变形量进行分析,但不能进一步探究儿童骨骼、软组织的损伤。因此,本文通过尸体CT扫描逆向建模,建立包括胸骨、肋骨、肋软骨、心肺等可能发生损伤重要部位的胸部有限元模型。结合原始人体模型,完成带有胸部模型的6岁儿童改进人体模型。使用该改进模型进行缩放通道法与尸体试验数据的动态响应验证,以期在后续工作中进一步研究肋骨腔骨骼损伤与心肺损伤。

## 1 材料与方 法

### 1.1 建模方法

选用骨骼完好的我国6岁儿童新鲜尸体进行CT扫描,精度为0.625 mm。根据GB/T 26158—2010《中国未成年人人体尺寸》<sup>[9]</sup>可知,统计数据仅包括4~6岁年龄段儿童身材,尚未有6岁单一年龄儿童的各项数据,该年龄段中50百分位为4~6岁儿童标准身材的平均值。考虑到儿童身高随年龄增长,使用50~75百分位区间近似反映6岁儿童身材。尸体的关键尺寸、原始人体模型身材信息与统计身材数据如表1所示。可以看出,所选尸体与原始模型尺寸基本相同,且位于我国人体标准身材的50、75百分位中,故认为所选尸体的身材尺寸合适。

将CT扫描所得DICOM图像导入Mimics 15.0软件进行逆向建模。对原始图像进行光滑边缘、区域提取等处理,并针对胸椎、肋软骨等部分进行填补。建立单侧肋骨腔模型,并通过后续网格划分时对称处理。

表1 尸体、原始模型及我国儿童标准尺寸对比

Tab.1 Comparison of pediatric size between cadaver, original model and standard of Chinese child

项目	尸体	原始模型	4~6岁未成年人	
			50百分位	75百分位
身高/cm	116.2	116.0	111.3	117.0
体重/kg	19.8	21.0	18.9	21.3
胸围/mm	598.0	—	598.0	628.0

### 1.2 6岁儿童胸部有限元模型

将建立的三维模型导入HyperMesh 12.0进行胸骨、肋骨和肋软骨部分的四面体网格划分;骨松质单元通过逆向建模中单独提取的骨松质模型确定位置,以划分胸部与肋骨中骨密质与骨松质的界限。对于心肺以及不参与主要计算的胸椎、浮肋等部分,采取三角形面网格划分。所建胸部有限元模型如图1所示,网格质量见表2。保存肋骨末端与胸骨顶端相关部分节点信息,以便后续模型结合部分使用。

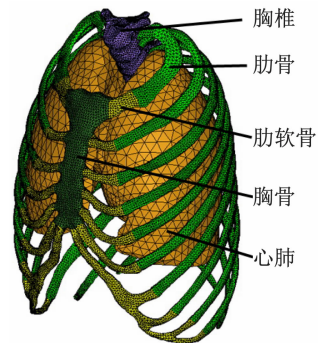


图1 胸部有限元模型

Fig.1 Finite element model of the thorax

表2 划分网格的质量

Tab.2 Mesh quality

单元类型	雅克比	翘曲率	歪斜度	长宽比	最小角	最大角
实体单元	要求	>0.7	<5	<60	<5	>20
	质量	100%	100%	99%	100%	99%
壳单元	要求	>0.7	<5	<60	<5	>20
	质量	100%	100%	100%	100%	100%

将胸部有限元模型导入 MADYMO 软件,替代原有柔体模型。胸椎通过有限元外形导入,替换原有椭球模型;由于胸椎不是主要研究对象,故仍采用原模型多体方式进行计算。利用所保存的节点信息将肋骨末端单元与相应胸椎体通过固定铰连接,并对相应部分赋予材料属性。材料属性与参数来源于文献[3-4,7-10]以及与缩放通道对标时的参数反求。在原始假人模型的基础上,结合所建有限元胸部模型,定义肋骨腔与心肺的接触以及心肺部分的自接触。接触类型选择点对点。胸部模型的最终材料属性如表 3、4 所示。

表 3 骨骼部分材料参数

Tab.3 Material parameters of bones

部位	材料	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	$E/\text{MPa}$	$\nu$
胸骨骨密质	弹性	2 000	8 500	0.3
胸骨骨松质	弹性	1 000	250	0.4
肋骨骨密质	弹性	2 000	8 500	0.3
肋骨骨松质	弹性	1 000	250	0.4
肋软骨	弹性	2 000	32	0.4

表 4 心肺部分材料参数

Tab.4 Material parameters of the heart and lung

部位	材料	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	$K/\text{MPa}$	$G_0/\text{MPa}$	$G_\infty/\text{MPa}$
心脏	黏弹性	1 000	0.22	0.020	0.075
肺	黏弹性	600	2.19	0.067	0.065

## 1.2 验证试验

1.2.1 缩放通道法 采取与 MADYMO 原始人体模型相同的验证方式。验证基础为 Kroell 等<sup>[14]</sup>的胸部碰撞试验。由于成人试验摆锤质量对儿童胸部造成的损害过大,故需要根据 Irwin 与 Mertz<sup>[15]</sup>报道的缩放通道方法获得适合儿童的胸部试验参数与验证通道。其中,冲头质量根据

$$MP_C = \frac{\lambda_E(MP_A)(MT_C)}{MT_A + MP_A(1 - \lambda_E)} \quad (1)$$

确定。式中: $MP_A$  为成人试验冲头质量, $MP_A = 23.4 \text{ kg}$ ; $MT_A$  为 Hybrid III 型成人假人的胸部质量, $MT_A = 17.2 \text{ kg}$ ; $MT_C$  为 6 岁儿童胸部质量, $MT_C = 4.6 \text{ kg}$ ; $\lambda_E$  为骨骼弹性系数, $\lambda_E = 0.667$ 。根据上述数据,计算可得冲头质量  $MP_C = 2.9 \text{ kg}$ 。

胸部变形量的缩放系数  $R_D$  与胸部缩放系数  $\lambda_x$

相同, $R_D = 0.618$ 。胸部作用力缩放系数  $R_F$  根据

$$R_F = \lambda_E \lambda_x \lambda_z \quad (2)$$

计算,可得  $R_F = 0.2885$ 。将仿真模型中假人姿势调至与试验相同,并固定手臂。建立质量为  $2.9 \text{ kg}$  的摆锤,将摆锤放至胸前合适的位置,并对其定义  $4.3 \text{ m/s}$  与  $6.7 \text{ m/s}$  两组初始速度。模型计算时长为  $50 \text{ ms}$ ,步长为  $0.1 \mu\text{s}$ 。将建立好的模型使用软件自带的求解器进行计算,得出结果。

1.2.2 尸体试验法 Ouyang 等<sup>[16]</sup>为研究儿童胸部正面碰撞下的损伤机制,进行儿童尸体胸部冲击试验。9 名尸体对象中包括 2 名 6 岁儿童(尸体对象 6、7 号)。试验采用质量  $3.5 \text{ kg}$ 、直径  $75 \text{ mm}$  的气动冲头,碰撞速度为  $6 \text{ m/s}$ 。加速度传感器安装于胸椎 T4 的背面。将仿真模型的该试验要求调整,进行计算,并输出人体模型 T4 的加速度。Parent 等<sup>[17]</sup>对该试验结果进行了重新分析,提出更为准确的验证区间,本模型采用该区间进行验证。仿真试验如图 2 所示。

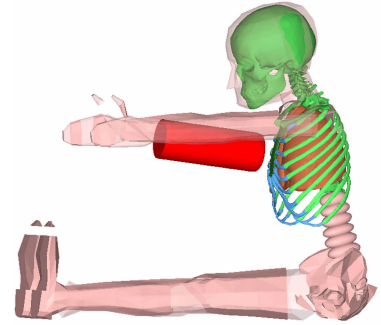


图 2 尸体试验仿真模型

Fig.2 Simulation of the cadaver test

## 2 实验结果

### 2.1 缩放通道法验证结果

仿真计算可得胸部受力以及胸部中心点与胸椎 T9 的运动轨迹,通过计算后两者矢量差值,获得胸部变形量。由此可以得出胸部在正面冲击下的力-变形曲线,将其与验证通道以及 MADYMO 原始人体模型胸部的力-变形曲线进行对比(见图 3)。碰撞过程中模型的部分变形过程如图 4 所示。

摆锤速度为  $4.3 \text{ m/s}$  时,胸部最大受力为  $883.5 \text{ N}$ ,最大变形量为  $36.9 \text{ mm}$ ;摆锤速度为  $6.7 \text{ m/s}$  时,胸部最大受力为  $1494.4 \text{ N}$ ,最大变形量

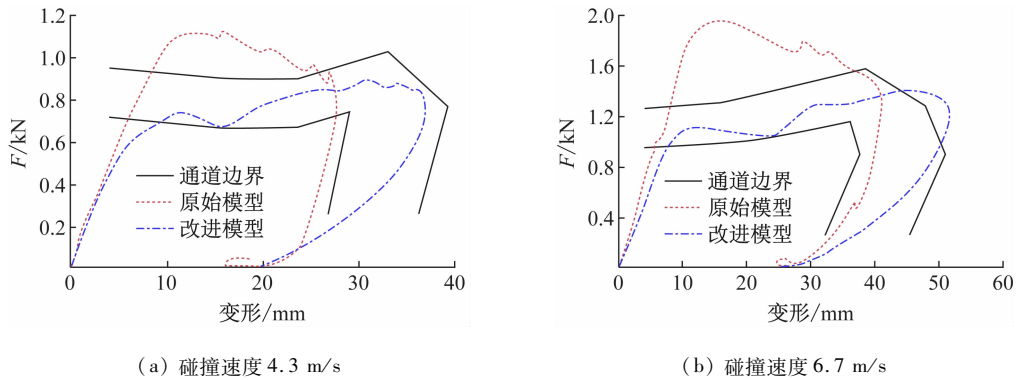


图3 仿真模型、原始模型与缩放通道的对比

图3 Comparison of simulation model, original model and scaling channel (a) At impact speed of 4.3 m/s, (b) At impact speed of 6.7 m/s

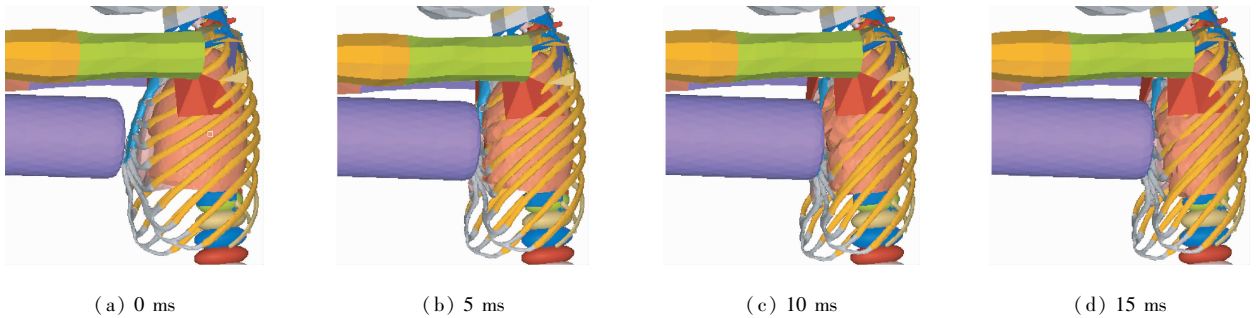


图4 碰撞速度为 6.7 m/s 时正面碰撞过程中胸部变形

图4 Thorax deformation in frontal impact at impact speed of 6.7 m/s (a) 0 ms, (b) 5 ms, (c) 10 ms, (d) 15 ms

为 50.9 mm(见图 3)。结合图 3、4 可知,在 6.7 m/s 通道中,胸部在受力与变形较大时超出了通道范围。除此之外,改进胸部模型的力-变形曲线基本位于通道内,可以认为所建胸部有限元模型在摆锤碰撞试验仿真试验中的结果基本准确;与原始模型的柔体相比,胸部力-变形特性的准确性得到较大提升,具有更高的生物仿真度。但在两种冲击速度下,曲线下降段斜率比通道小,即同等受力下,胸部回弹量较大。相比之下,原始柔体模型由于胸部卸载不准确,导致胸部回弹量小。

## 2.2 尸体试验法验证结果

根据仿真计算,可得人体模型的胸部最大受力、胸部变形量与 T4 最大加速度(见表 5)。虽然 Ouyang 等<sup>[16]</sup> 设定了 6 m/s 的碰撞速度,但实际试验中的碰撞速度产生了一定误差。同时,由于试验过程中的仪器失灵,部分对象胸部变形量通过高速摄像机进行图像识别。Parent 等<sup>[17]</sup> 进一步分析试验数据,重新计算碰撞时刻、响应及胸部变形量,将试验对象的胸部力-变形曲线进行重新绘制,并提出改

进后的 6 岁儿童胸部钝器碰撞响应区间。

表 5 仿真模型与尸体试验主要结果对比

Tab. 5 Results of simulation and cadaver tests

项目	6 号	7 号	仿真
碰撞速度/(m · s <sup>-1</sup> )	5.9	6.5	6.0
胸部变形量/mm	64	65	61
T4 最大加速度, g	71.2	91.7	72.4
最大受力/kN	1.200	1.560	1.208

试验与仿真的胸部力-变形曲线如图 5 所示。6、7 号对象和改进模型的胸部变形量均在 60 mm 左右。改进模型的最大受力与 6 号对象在曲线形态上基本相仿。7 号对象在胸部变形量超过 40 mm 后产生较大的受力,可能是由于试验过程中碰撞速度 +0.5 m/s 的误差造成。在胸部变形量 6 ~ 12 mm 上升阶段时,改进模型斜率较尸体对象稍大,即该变形量下仿真模型胸部刚度较尸体大,推测是心肺建模时采取的参数与尸体内脏存在一定误差导致。

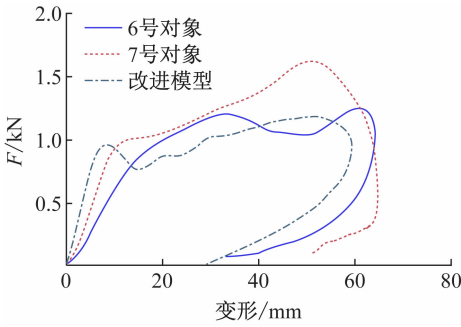


图5 尸体试验对象与仿真模型胸部力-变形曲线  
 Fig.5 Thoracic force-deflection curves of cadaver and simulation models

Ouyang 等<sup>[16]</sup>通过求出 5 ~ 12 岁组胸部力-变形曲线均值,进而获得基于该尸体试验条件下的胸部力-变形曲线验证通道。但由于 7 号对象胸部变形量分析的不准确,导致验证通道胸部变形量均值下降。Parent 等<sup>[17]</sup>重新计算的验证通道更符合各对象的胸部力-变形曲线,其胸部变形量峰值较原始通道也高出许多。因此,采用后者进行改进模型的验证。

改进模型仿真结果与验证区间的对比结果如图 6 所示。仿真模型的胸部力-变形曲线在初始上升阶段由于冲击造成的峰值,在变形量为 10 mm 左右时小范围超出了区间边界,但中间段基本位于区间中央。胸部变形过程中最大变形量虽然超出了 6.7 m/s 的缩放通道,但完全符合该区间的要求,下降段斜率也与整体趋势良好符合。因此,可以认为仿真模型较好地符合尸体试验的响应区间。

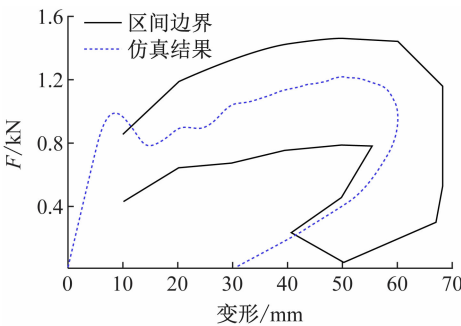


图6 基于尸体试验的验证通道与仿真结果  
 Fig.6 Validation channel based on cadaver tests and simulation results

### 3 结语

本文通过 CT 扫描逆向建模进行 6 岁儿童胸部有限元建模,并替换 MADYMO 自带 6 岁人体模型中的胸部柔体模型,完成带有胸部的 6 岁儿童改进人体模型。改进人体模型的胸部力-变形曲线与缩放验证通道的对比结果表明,改进人体模型胸部具有较高生物仿真度,但在回弹阶段与缩放通道存在误差。通过与尸体试验数据对比可知,改进人体模型的胸部在力-变形特性上与试验结果基本相仿,其曲线基本位于尸体试验响应区间内。胸部回弹阶段与试验数据具有良好的一致性。通过缩放通道与尸体试验的验证结果可知,所建儿童胸部模型较原始模型在整体力-变形特性上具有更高的生物逼真度,并且可以用于更精确的骨骼与心肺损伤分析。

本文研究工作还存在一定局限性。首先,肋骨的本构模型只采用了弹性材料,后续工作中将针对其他工况建立弹塑性模型,更真实地反映骨骼在冲击下的响应结果。其次,由于儿童胸部的侧面碰撞数据较匮乏,故暂未针对侧面碰撞进行仿真。最后,改进胸部模型对假人整体运动的影响也需要进一步考察。

### 参考文献:

[1] 汪宇. 机动车儿童乘员约束系统产品质量状况分析[J]. 汽车零部件, 2015(7): 65-66.  
 [2] 崔星海, 陈越, 李海岩, 等. 儿童头部有限元模型的构建及验证[J]. 医用生物力学, 2015, 30(5): 452-457.  
 CUI SH, CHEN Y, LI HY, et al. Development and validation for the finite element model of child head [J]. J Med Biomech, 2015, 30(5): 452-457.  
 [3] 蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清, 等. 基于汽车碰撞损伤的人体胸部有限元模型构建与验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 36-43.  
 CAI ZH, LAN FC, CHEN JQ, et al. Development and validation for finite element model of human thorax based on automotive impact injuries [J]. J Med Biomech, 2013, 28(1): 36-43.  
 [4] 李海岩, 吕文乐, 赵玮, 等. 6 岁儿童胸部有限元模型的构建及验证[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(3): 411-415.

- [5] 蒋彬辉. 儿童胸部有限元模型开发及损伤机理研究[D]. 长沙: 湖南大学博士学位论文, 2012.
- [6] IWAMOTO M, KISANUKI Y, WATANABE I, *et al.* Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction [C]//Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Impacts (IRCOBI) Conference. Munich: [s. n.], 2002: 31-42.
- [7] 柳松杨, 吴铨. 仿真假人研究的发展与展望[J]. 医用生物力学, 2014, 29(5): 475-480.  
LIU SY, WU Q. Development and prospect of dynamic dummy research [J]. J Med Biomech, 2014, 29(5): 475-480.
- [8] TNO. MADYMO human model manual [R]. Netherlands: 2005.
- [9] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. GB/T 26158—2010. 中国未成年人人体尺寸[S]. 2011-01-14.
- [10] WANG HK. Development of a side impact finite element human thoracic model [D]. Detroit: Wayne State University, 1995.
- [11] RUAN J, EI-JAWAHRI R, CHAI L, *et al.* Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model [C]//Proceedings of 47th Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE International, 2003: 299-321.
- [12] PLANK G, KLEINBERGER M, EPPINGER R. Finite element modeling and analysis of thorax/restraint system interaction [C]//Proceedings of International Technical Conference of Experimental Safety Vehicle. Munich: [s. n.], 1994.
- [13] YAMADA H. Strength of biological materials [M]. Huntington: RE Krieger, 1973: 19-75.
- [14] KROELL CK, SCHNEIDER D, NAHUM A. Impact tolerance and response of the human thorax II [C]//Proceedings of 15th Stapp Car Crash Conference. Coronado: SAE International, 1971: 384-457.
- [15] IRWIN A, MERTZ HJ. Biomechanical basis for the CRABI and Hybrid III child dummies [C]//Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference. Lake Buena Vista: SAE International, 1997: 261-272.
- [16] OUYANG J, ZHAO WD, XU YQ, *et al.* Thoracic impact testing of pediatric cadaveric subjects [J]. J Trauma Inj Infect Crit Care, 2006, 61(6): 1492-1500.
- [17] PARENT DP, CRANDALL JR, BOLTON JR, *et al.* Comparison of Hybrid III child test dummies to pediatric PMHS in blunt thoracic impact response [J]. Traffic Inj Prev, 2010, 11(4): 399-410.