

# 基于参数反求的汽车乘员肋骨有限元模型

陈吉清<sup>1,2</sup>, 李伟<sup>1,2</sup>, 刘卫国<sup>3</sup>, 兰凤崇<sup>1,2</sup>, 马正伟<sup>1,2</sup>

(1. 华南理工大学机械与汽车工程学院, 广州 510641; 2. 华南理工大学广东省汽车工程重点实验室, 广州 510641; 3. 浙江省汽车安全控制技术重点实验室, 杭州 311228)

**摘要:**为预测和评判汽车碰撞事故中乘员胸部肋骨骨折引起的胸部损伤,对一位中国成年男性志愿者进行CT扫描,建立了具有人体解剖学结构的肋骨有限元模型。为提高模型的生物仿真度,通过动物组织反求试验获得肋骨材料参数。模型用Kindig所做的人体肋骨载荷试验进行验证,并与直接引用参考文献材料参数得到的仿真数据进行比较。结果表明:其位移-反作用力曲线与试验曲线吻合较好;采用反求方法获取的材料参数进行仿真计算时肋骨具有更好的生物仿真度。

**关键词:**车辆工程;生物力学模型;人体肋骨;参数反求

**中图分类号:**U461.91 **文献标志码:**A **文章编号:**1671-5497(2014)02-0318-07

**DOI:**10.13229/j.cnki.jdxbgxb201402007

## Finite element models of vehicle's occupant ribs based on the inverse method

CHEN Ji-qing<sup>1,2</sup>, LI Wei<sup>1,2</sup>, LIU Wei-guo<sup>3</sup>, LAN Feng-chong<sup>1,2</sup>, MA Zheng-wei<sup>1,2</sup>

(1. School of Mechanical & Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China; 2. Guangdong Key Laboratory of Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China; 3. Zhejiang Key Laboratory of Automobile Safety Technology, Hangzhou 311228, China)

**Abstract:** In order to predict and evaluate the human thoracic injuries caused by rib fracture in car crashes, a finite element model of human ribs having the features of human anatomy structure is established and verified based on the CT scanning of a 50 percentile Chinese male volunteer. To improve the model's biological fidelity, the material parameters of ribs are gained by reverse experiment of animal tissue. The model is verified by the Kindig's load experiment of human body ribs and compared with the simulation data, which the material parameters were cited directly from the reference. The results show that the reaction force-displacement curve agrees well with the experimental curve and the model has a better biological fidelity when the material parameters were gained from the reverse engineering method.

**Key words:** vehicle engineering; biomechanical model; human rib; parameters reverse method

**收稿日期:**2012-12-10.

**基金项目:**科技部国家科技支撑计划项目(2011BAG03B02);浙江省汽车安全控制技术重点实验室开放基金项目(2011E10002).

**作者简介:**陈吉清(1966-),女,教授,博士生导师.研究方向:车身结构与安全. E-mail: chjq@scut.edu.cn

**通信作者:**兰凤崇(1959-),男,教授,博士生导师.研究方向:车身结构与安全. E-mail: fclan@scut.edu.cn

## 0 引言

Harm 利用美国国家事故采样系统(NASS)中的数据统计整理的道路交通事故中人体各部位损伤比例分别是:头部 35.3%,面部 2.8%,颈部 4.6%,胸部 26.7%,腹部 18.2%,上肢 4.1%,下肢 5.1%<sup>[1]</sup>。可见,在汽车碰撞事故中胸部损伤仅次于头部损伤,其中肋骨骨折是最常见的胸部损伤类型。因此,研究胸部肋骨的损伤机理对于改善与优化汽车的设计,采取安全的防护措施和降低伤害的发生率具有重要的意义。随着计算机技术的不断发展,有限元模型成为研究胸部肋骨损伤生物力学的重要工具<sup>[2]</sup>。近年来研究人员开始用有限元方法开发了各种胸部有限元模型并进行了验证,但是很少有文献对肋骨进行单独的仿真验证,而且模型的材料参数基本上是直接引用国外经典文献的材料参数。由于生物材料的复杂性及试验样本的差异,同一种生物组织的材料参数在不同的文献中通常具有较大的差异,甚至相差一个数量级。因此,直接采用国外经典文献的材料参数,对模型的生物逼真度有一定的影响。

本文利用 CT 扫描数据,建立了具有解剖学结构的人体胸部肋骨有限元模型。为提高所建模型材料参数的准确度,肋骨的材料参数通过以下两种途径获取:一是直接引用相关经典文献中的材料参数;二是进行动物组织试验,并结合有限元分析技术和优化算法对肋骨的材料参数进行反求。将两种途径获取的材料参数分别用于所建立的肋骨模型,并采用维吉尼亚大学 Kindig 等<sup>[3]</sup>于 2009 年所做的人体肋骨载荷试验数据对两组仿真进行验证,结果表明,其位移-反作用力曲线与试验曲线吻合较好,并且采用反求方法获取的材料参数进行仿真计算时具有更好的生物逼真度,该模型可以用于胸部肋骨损伤机理和安全防护研究,并为后续整个人体有限元模型的开发奠定了基础。

## 1 动物肋骨材料杨氏模量和屈服应力参数反求

### 1.1 动物肋骨三点弯曲试验

肋骨是典型的硬组织,具有弹塑性性能,因此采用三点弯曲试验进行材料参数反求。三点弯曲试验测试方法简单,样件易于制作,结果重复性好。由于受道德、宗教、实施复杂性、可重复性及

试验成本等方面的限制,不能直接对人体肋骨进行试验,本文采用与人类骨骼理化性能和力学性能相近的猪肋骨<sup>[4]</sup>进行冲击模拟试验。

三点弯曲试验是指将肋骨两端支撑,在中部施加载荷。根据载荷速度的不同,三点弯曲试验可分为准静态试验和动态试验,本试验采用的是准静态试验。

从市场购置了冷冻 4 日的成年白猪肋骨若干,剔除软组织,刮除骨髓和骨膜,用锯骨机将肋骨切成等长的骨条试件,获得 3 根样本。在试验前用 Atos 光学扫描仪扫描得到各样本的图像数据,用于重建其三维几何模型。试验采用的是 Sans 大门式微机控制电子万能试验机。试验时控制为低速准静态加载,各样本加载速度均为 50 mm/min,加载点为其中心点位置,图 1 为三点弯曲试验装置图。



图 1 三点弯曲试验装置

Fig. 1 Three-point bending test device

图 1 中钢制冲击块通过一销头固定到 Sans 的载荷锤头,冲击块圆柱及支架顶端两支撑圆柱直径均为 12 mm,支架间距(即试件跨距)为 100 mm。试验前控制冲击块刚好接触猪骨表面位置,加载开始后直至猪骨骨折试验即自动结束。利用微机数据采集系统获得到试验过程中各样本的位移-加载力曲线,如图 2 所示。

### 1.2 基于特定样本的猪肋骨有限元模型

#### (1) 肋骨有限元模型的建立

本文通过 Atos 光学扫描仪获得各试验样本的图像数据,其真实完整地描述了样本的三维体轮廓信息,由此建立了其三维几何模型,见图 3。

利用专用的有限元网格划分软件对试验样本的三维几何模型进行网格划分,模型全部使用六面体实体单元建模。相比于四面体网格模型或四面体/六面体混合模型,全六面体网格模型计算精度更高,可获得更准确的模型响应。为了确保模

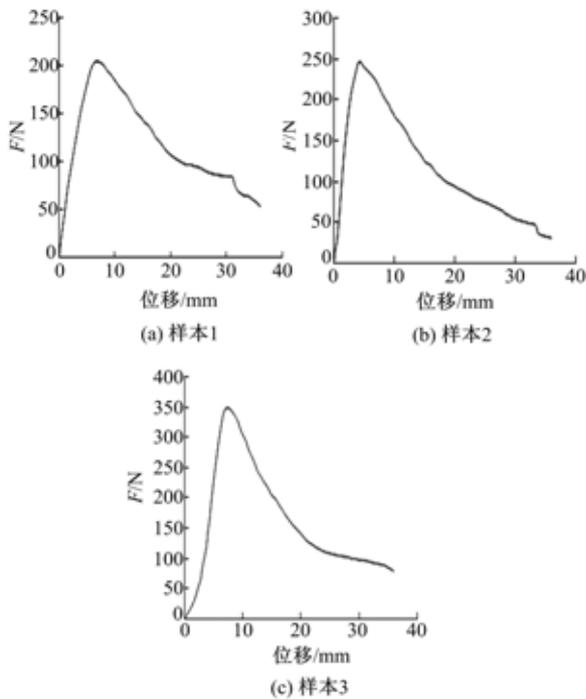


图2 位移-加载力曲线

Fig. 2 Displacement-loading force curve

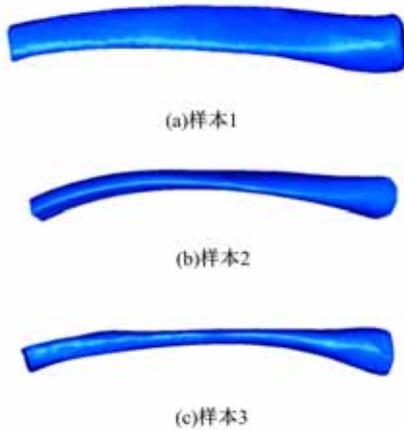


图3 样本几何模型

Fig. 3 Geometric model of the sample

型的精度和计算效率,在模型网格划分时对网格质量进行控制。对肋骨所有单元进行质量检查:最小长度为 2.5 mm;最大长度为 4 mm;长宽比率为 1~4;翘曲为 0~8;四边形角度为 68°~111°;雅克比系数为 0.65~1°。通过模型简化、网格调整使所有单元都符合要求。

3个试验样本的有限元模型节点和单元数分别如下:样本1节点 10 300个,单元 8452个;样本2节点 4402个,单元 3500个;样本3节点 7738个,单元 6624个。图4(a)为样本1的有限元模型。骨骼结构分为皮质骨和松质骨,在划分有限

元网格时,将模型分为内外两层,分别代表皮质骨和松质骨,如图4(b)所示。三点弯曲试验结束后测量各个试验样本断截面的皮质骨实际厚度,其平均值为 3.5 mm,以此为参考值设置皮质骨网格划分厚度。

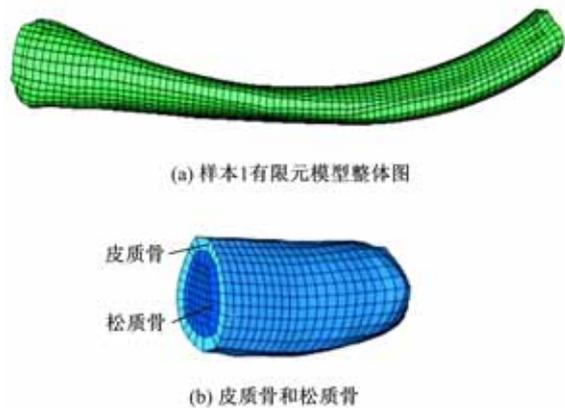


图4 样本有限元模型

Fig. 4 Finite element model of the sample

(2) 肋骨三点弯曲有限元仿真模型设置

在有限元仿真模拟中对动物骨骼组织多采用弹性材料、各向同性弹塑性材料、弹性横向各向同性材料等。其中皮质骨常采用弹性材料、各向同性弹塑性材料等,对松质骨常采用各向同性弹塑性材料和黏弹塑性材料<sup>[5-6]</sup>。本文中皮质骨和松质骨均采用弹塑性材料。

根据猪肋骨标本试验,肋骨准静态三点弯曲仿真设置如图5所示。在仿真模型中,肋骨水平放置在两个刚性体支撑上,同时约束两个支撑,使其固定。冲击器用圆柱体模拟,并定义为刚体,只保留其在竖直方向的自由度。

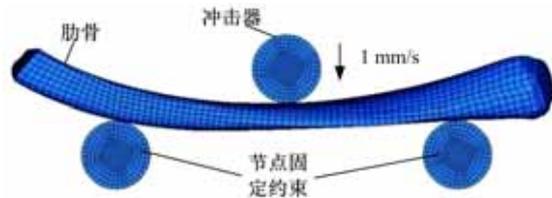


图5 模型约束及加载条件设置

Fig. 5 Constraint & load conditions set of the model

仿真计算在 LS-Dyna 中进行,冲击器以恒定速度冲击肋骨中心位置,如图5所示。考虑到计算时间问题,冲击器的撞击速度适当增大至 1 mm/s,这个速度比较低,仍属于准静态过程,并通过质量缩放对计算时间进一步控制。仿真中输出冲击器的接触力与其位移的关系曲线。

1.3 材料参数反求结果

参数反求过程实质是将仿真计算和优化算法相结合,通过优化算法不断调整仿真模型的参数使仿真结果逼近试验结果。本文采用序列响应面方法,在各个设计子域中构建设计目标的近似模型,然后通过遗传算法寻优及兴趣域的移动和缩放来不断更新近似模型,直到优化过程收敛<sup>[7]</sup>。采用这种方法可以减少调用正问题的次数,从而提高材料反求的计算效率,整个流程如图 6 所示。

肋骨在碰撞中的生物力学响应主要取决于其皮质骨的力学性能。表 1 为皮质骨和松质骨的材料特性。文献[8]研究了在分别改变肋骨的杨氏模量、屈服应力、切线模量和失效应变参数 30% 的情况下对肋骨断裂时的应力和位移的影响。结果显示,杨氏模量和屈服应力对仿真结果影响最大。本文主要对肋骨皮质骨的杨氏模量和屈服应力进行材料反求,其他参数参考文献[9]。反求参数范围参考文献[10],它总结了相关学者通过试验获取的肋骨材料参数,研究表明肋骨在三点弯曲试验下杨氏模量的取值范围为 1.1~17.7 GPa,屈服应力的取值范围为 30~100 MPa。

在优化过程中,主要对比仿真和试验中力-位移曲线,使仿真曲线与试验曲线尽可能吻合。当目标函数达到最优时,3 个样本仿真模型的力-位移曲线与试验曲线的对比如图 7 所示,表明肋骨材料参数优化后,与试验结果非常接近。优化后的肋骨皮质骨的弹性模量和屈服应力见表 2。

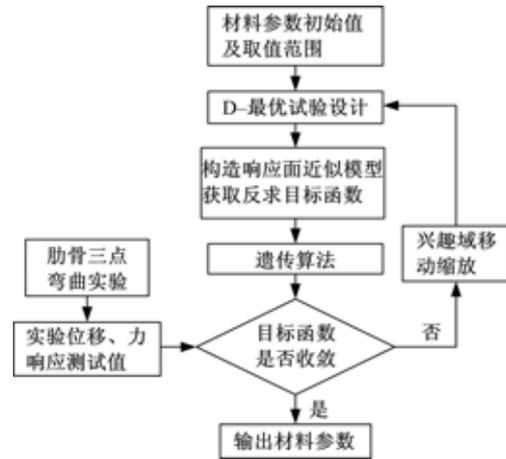


图 6 有限元-序列响应面反求算法流程  
Fig. 6 FEM-SRSM reverse algorithm process

表 1 皮质骨和松质骨的材料特性

Table 1 Material properties of the compact bone and spongy bone

材料	密度 ( $g \cdot cm^{-3}$ )	杨氏模量 /GPa	泊松比	屈服应力 /MPa	切线模量 /GPa	硬化 参数	塑性失效 应变/%	C-S 模型	
								C	P
皮质骨	2	11.5	0.3	88	1.15	0.1	2	2.5	7
松质骨	1	0.04	0.45	2.2	1	0.1	3	2.5	7

表 2 反求参数初始值、范围与收敛结果

Table 2 Reverse parameter initial value, the range and convergence results

参数	初始值	范围	收敛结果			
			样本 1	样本 2	样本 3	平均值
杨氏模量/GPa	11.5	1.1~17.7	9.7	10.4	12.6	10.9
屈服应力/MPa	88	30~100	76	93	89	86

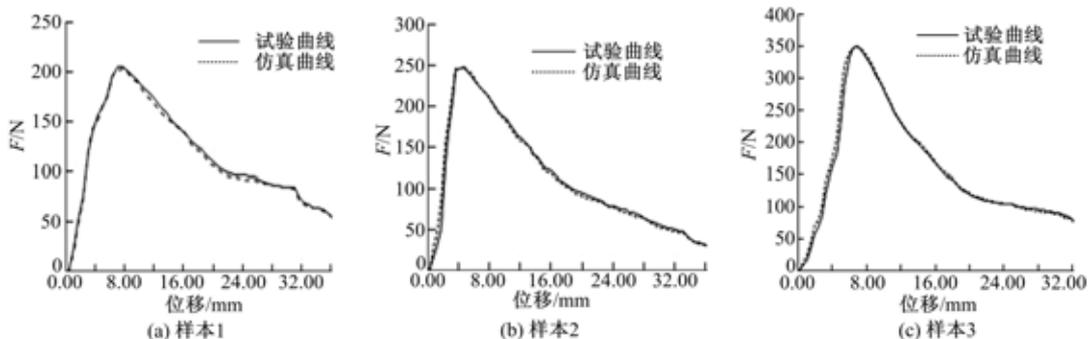


图 7 样本试验与仿真位移-力曲线

Fig. 7 Experiment and simulation's displacement-force curve of the samples

## 2 人体肋骨有限元模型的构建

对一位男性志愿者进行 CT 断层扫描,扫描层厚为 0.6 mm。首先从最初的 CT 数据进行医学影像的肋骨轮廓边界的分割提取;然后把分割提取出来的各断层医学图像进行影像配准;最后将正确配准叠加起来的各断层 CT 图像运用三维重构技术建立肋骨的几何模型。

本文利用专用的有限元网格划分软件对第六根和第十根肋骨的三维几何模型进行网格划分,模型全部使用六面体实体单元建模。建立肋骨有限元模型主要步骤如下:

(1)将处理好的肋骨曲面几何模型导入专用软件的网格划分模块中,旋转观察模型的几何特征,构思创建 Block 的方法,如图 8 所示。

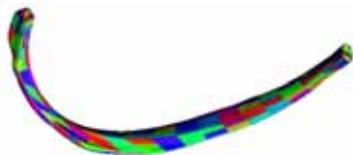


图 8 肋骨曲面模型

Fig. 8 Surface model of the rib

(2)创建 Block,并用 Split Block 工具对 Block 进行雕琢,得到 Block 拓扑结构,如图 9 所示。



图 9 块的划分

Fig. 9 Block division

(3)使用 Associate 工具将 Block 上的顶点关联到模型表面上,如图 10 所示。



图 10 顶点与几何表面的关联

Fig. 10 Vertex and geometric surface connection

(4)利用网格划分功能把 Block 分割成内外两层结构,如图 11 所示。



图 11 内外两层 Block 分块

Fig. 11 Inside and outside block

(5)点击模型树上的 Pre-mesh 选项,可以网格进行预划分操作,观察模型质量是否理想,并能借助 Pre-mesh Quality 工具查看模型质量分布值,如图 12 所示。



图 12 肋骨预网格

Fig. 12 Preliminary grid of the rib

(6)对模型网格质量适当调整,检查合格后将预网格转化成非结构体网格完成网格划分,按照需要将划分的有限元模型以适当格式输出,输出后导入 CAE 软件,如图 13 所示。



图 13 肋骨网格模型

Fig. 13 Grid model of the rib

为了确保模型的精度和计算效率,在模型网格划分时对网格质量进行控制。依据实体单元网格质量控制标准,如表 1 所示,对肋骨所有单元进行质量检查。通过模型简化、网格调整使所有单元都符合要求。

## 3 人体肋骨有限元模型的验证

为提高人体模型的生物逼真度,进行单个组织的验证十分必要。因此,本文参考维吉尼亚大学 Kindig 等<sup>[3]</sup>于 2009 年所做的人体肋骨载荷试验对建立的肋骨模型进行验证。

试验验证第六、第十根肋骨,两根肋骨从男性尸体上与脊椎等分离开所得,与肋骨相连的所有肌肉、韧带等软组织全部被剔除。试验过程中肋骨的底端约束 5 个自由度,仅可绕 Y 轴旋转。上端约束 4 个自由度,可沿 Z 轴移动及绕 Y 轴旋转。

试验加载条件为:由上端向下持续地以 500 mm/s 的速度加载。试验输出结果为肋骨底端 X、Y、Z 三个方向反作用力的合力与肋骨上端位移的变化过程。试验设备与试验方法主要参考 Cormier<sup>[11]</sup> 和 Charpail<sup>[12]</sup> 等人的肋骨载荷试验。

仿真模拟中分别采用通过反求获得的材料参数和直接从参考文献获得的材料参数。对每根肋骨的两端截取一部分定义为刚体,以模拟试验夹具对试验的影响。约束及加载条件如试验方法所述,在上端所有节点以恒定速度加载。

仿真输出了各肋骨底端反作用力与位移的对应关系,并与原试验作了比较,如图 14 所示。图中参数优化前仿真曲线的材料参数直接引用参考文献;参数优化后仿真曲线的材料参数通过反求方法得到。

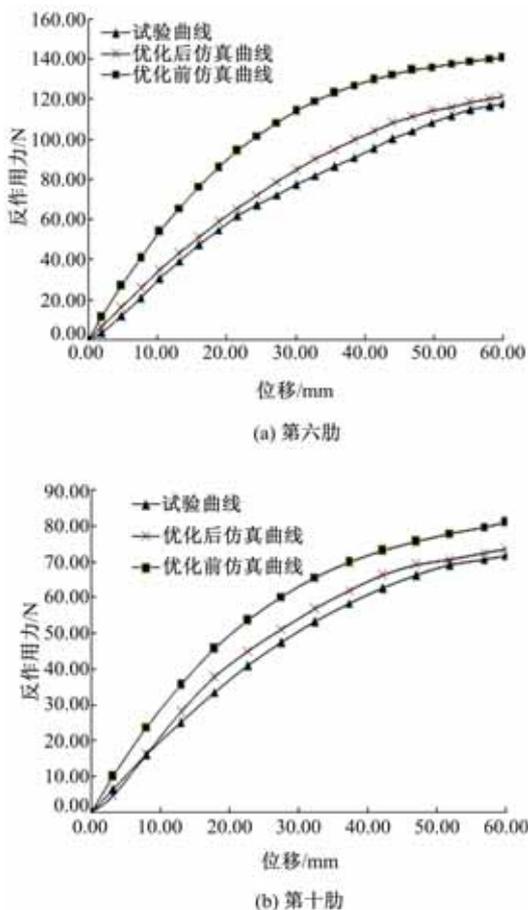


图 14 肋骨底端反作用力-位移曲线

Fig. 14 Reaction-displacement curve of the rib' bottom

从图 14 可以看到,当直接引用参考文献的材料参数进行肋骨有限元模型的仿真验证时,虽然在趋势上跟试验一致,但是两者的反作用力值相差比较大。当采用反求方法获取的材料参数进行仿真验证时,仿真曲线不仅在整个历程的变化趋

势上与试验曲线一致,而且其反作用力大小均与原试验大致相同。结果表明,通过动物组织的材料参数反求方法获取材料参数是可行的,而且可以有效提高模型的生物仿真度。

## 4 结束语

本文建立的肋骨有限元模型在仿真验证中的响应与人体肋骨载荷试验曲线的相应区间的响应能较好地吻合,表明所建立的模型具有较高的生物仿真度,可以用于胸部肋骨损伤机理和安全防护研究,并为后续整个人体有限元模型的开发奠定了基础。CT 影像数据可以很好地体现骨骼等硬组织的细节,因此,对于建立骨骼组织的生物力学有限元模型,可以通过 CT 影像数据获得三维结构,然后利用网格划分软件生成六面体有限元网格。通过动物组织试验,进行材料参数反求,并将反求获取的参数用于仿真模型。通过对比发现,由反求方法获取的材料参数可以明显提高模型的生物仿真度。对于人体其他组织的材料参数也可以通过类似的方法进行反求来获得。本文重点剖析了人体第六、第十根肋骨的参数反求和建模,胸腹部的其他结构也可以类似地完成模型化工作,而且骨骼组织的其他参数,如泊松比、剪切模量、切线模量的反求问题也可做类似的研究。

## 参考文献:

- [1] Malliaris A, Hitchcock R, Hedlund J. A search for priorities in crash protection[C] // SAE Technical Paper, 1982.
- [2] 蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清. 汽车交通事故中头部损伤评估模型的构建与验证[J]. 汽车工程, 2012, 34(9): 24-28.  
Cai Zhi-hua, Lan Feng-chong, Chen Ji-qing. Construction and validation of the assessment model for human head injury in vehicle traffic accident[J]. Automotive Engineering, 2012, 34(9): 24-28.
- [3] Kindig M W. Tolerance to failure and geometric influences on stiffness of human ribs under anterior-posterior loads[D]. Virginia: University of Virginia, 2009.
- [4] Jeroen Aerssens, Steven Boonen, Geert Lowet, et al. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implication for invivo bone research[J]. Endocrinology, 1998, 139 (2): 663-670.
- [5] Untariou C, Kerrigan J, Crandall J. Material identi-

- fication using successive response surface methodology with application to a human femur subjected to three-point bending loading [C] // SAE Technical Paper, 2006-01-0063.
- [6] 张冠军. 行人下肢的碰撞损伤特性及相关参数研究 [D]. 长沙: 湖南大学机械与汽车工程学院, 2009.  
Zhang Guan-jun. A study on characteristics of lower extremity and related parameters in vehicle-pedestrian crash [D]. Changsha: School of Mechanical and Automotive Engineering, Hunan University, 2009.
- [7] Kurtaran H, Eskandarian A, Marzougui D, et al. Crashworthiness design optimization using successive response surface approximations [J]. *Computational Mechanics*, 2002, 29: 409-421.
- [8] Li Zuo-ping, Kindig Matthew W, Subit Damien, et al. Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction [J]. *Journal of Medical Engineering & Physics*, 2010, 32(9): 988-1008.
- [9] Li Zuo-ping, Kindig Matthew W, Kerrigan Jason R, et al. Rib fractures under anterior-posterior dynamic loads: experimental and finite element study [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(2): 228-234.
- [10] Ainhitze Mendizabal. Finite element simulation: tensile test of rib cortical bone [D]. Sweden: Chalmers University of Technology, 2010.
- [11] Cormier Joseph M, Stitzel Joel D, Duma Stefan M. Regional variation in the structural response and geometrical properties of human ribs [C] // Proceedings of Association for the Advancement of Automotive Medicine, AAAM, 2005.
- [12] Charpail E, Trosseille X, Petit P, et al. Characterization of PMHS ribs: a new test methodology [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2005, 49: 183-198.