

# Finite Element Analysis of Pedestrian Knee Joint Response under Dynamic Loading

Bingyu Wang<sup>1</sup>, Jikuang Yang<sup>1,2</sup>, Fang Wang<sup>3</sup>, Lihai Ren<sup>4</sup>

<sup>1</sup>State key Laboratory of Advanced Design Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha, China, 410082

<sup>2</sup>Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology, Gothenburg, Sweden, 41296

<sup>3</sup>School of Mechanical and Automotive Engineering, Xiamen University of Technology, Xiamen, China, 361024

<sup>4</sup>College of Vehicle Engineering, Chongqing University of Technology, Chongqing, China, 400054

Email: wangyu1986w@hotmail.com

**Abstract:** The objective of current study is to investigate the knee joint response and to predict the occurrence of knee injuries under two dynamic loading conditions. For this purpose, a FE model for pedestrian lower extremity with detailed anatomic structure was developed. Furthermore, material properties were defined for this model based on the published literature data. Then, the simulations of knee joint dynamic response was studied by means of cadaver experiments for knee impacts in shear and bending loads conducted by Kajzer et al.(1997). The knee injuries occurred in the experiments was predicted as well. The simulation results indicated that the dynamic response of lower extremity FE model well agreed with experimental data and the knee injuries can be predicted in this FE model. This lower extremity FE model has good biofidelity and can be used to carry out investigation of knee joint injury biomechanics in car collisions.

**Keywords:** Lower extremity FE model, knee joint shear experiment, knee joint bending experiment, knee joint response, knee joint injuries

## 动态载荷下行人膝关节响应有限元分析

王丙雨<sup>1</sup>, 杨济匡<sup>1,2</sup>, 王方<sup>3</sup>, 任立海<sup>4</sup>

<sup>1</sup>湖南大学汽车车身先进制造国家重点实验室, 长沙, 中国, 410082

<sup>2</sup>查尔摩斯理工大学应用力学系, 哥德堡, 瑞典, 41296

<sup>3</sup>厦门理工学院机械与汽车工程学院, 厦门, 中国, 361024

<sup>4</sup>重庆理工大学车辆工程学院, 重庆, 400054

Email: wangyu1986w@hotmail.com

**摘要:** 本文的目的是利用有限元方法来研究人体膝关节在动态冲击载荷下的动力学响应和预测损伤的发生。为此, 本文建立了一个具有详细解剖学结构的行人下肢有限元模型, 并基于已有的文献记载为该模型赋予生物材料参数。随后利用 Kajzer 等人 (1997) 所进行的膝关节纯剪切和纯弯曲试验研究了膝关节在动态冲击载荷下的响应, 并模拟了所出现的膝关节损伤。仿真结果表明该下肢有限元模型可以较好的反应出动态碰撞条件下膝关节的响应和预测出膝关节所出现的损伤。该下肢有限元模型具有较好的生物逼真度, 可以用于车辆碰撞中人体膝关节损伤生物力学的研究。

**关键词:** 下肢有限元模型; 膝关节纯剪切实验; 膝关节纯弯曲实验; 膝关节响应; 膝关节损伤

## 1 引言

在行人交通事故中, 行人下肢是最容易受伤害的部位, 而膝关节损伤是下肢损伤的主要形式<sup>[1]</sup>。在交通事故中, 行人膝关节损伤多是关节骨骨折以及韧带的撕裂<sup>[2]</sup>, 这些损伤需要长时间的康复期, 甚至会造成中受害者永久的残疾。因此, 深入的了解行人膝关节在碰撞过程中的损伤机理以及动态响应来减少膝关节损伤是十分必要和重要的。

随着计算机技术的发展, 有限元方法被越来越多的用于研究人体膝关节损伤生物力学。早在 2005 年, 湖南大学就建立一个比较精细的行人下肢有限元模型来分析汽车前部结构参数对行人下肢损伤的影响<sup>[3]</sup>, 但是膝关

节部位的建模较为简单，不能如实地反应人体膝关节的解剖学结构。随后，韩勇等人对该模型进行了改进，添加了膝关节韧带和半月板组织。并在对改进的模型进行验证后分析了下肢长骨骨折的有限元分析<sup>[4]</sup>。但是，该模型中没有包含下肢骨骼外面的皮肤和肌肉组织。而在人-车碰撞过程中，汽车前保险杠首先压缩皮肤和肌肉，然后才会把碰撞力传递给下肢骨骼。所以，肌肉和皮肤的压缩特性直接关系到模型的动态响应是否准确。

本文将在韩勇等人研究的基础上进一步改进下肢模型，利用实体网格来模拟膝关节韧带组织，并且为下肢模型添加皮肤和肌肉组织。再对其进行材料更新后，对整个下肢模型进行膝关节纯剪切和弯曲实验验证来研究膝关节的动态响应以及预测动态冲击载荷下膝关节所出现的损伤。

## 2 方法和材料

### 2.1 人体下肢有限元模型

模型所用的几何数据来自美国 Viewpoint 公司，是基于一名 50 百分位成年男性行人下肢的解剖学结构建立的。改进后的下肢有限元模型包括骨盆、股骨、髌骨、胫骨、腓骨以及足骨等骨骼系统以及肌肉、皮肤、关节囊、关节软骨、关节韧带、半月板和主要的肌腱等软组织系统。基于人体解剖学结构建立的人体下肢模型如图 1 所示。

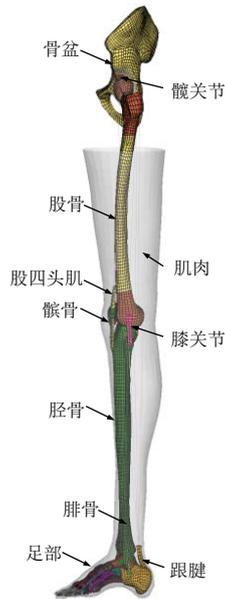


Figure1. Human lower extremity FE model

图 1. 人体下肢有限元模型

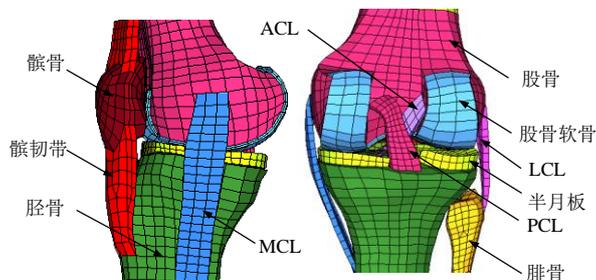


Figure2. Knee joint FE model

图 2. 膝关节有限元模型

其中，膝关节部位主要由股骨远端、胫骨近端、髌骨、以及韧带、半月板等结构组成。韧带采用实体单元来模拟，主要包括 MCL（胫侧副韧带）、LCL（腓侧副韧带）、ACL（前交叉韧带）以及 PCL（后交叉韧带）。

其中两条副韧带分别通过共节点的方式与股骨以及胫骨相连接，而两条交叉韧带则通过 Tied\_Nodes\_to\_Surface 与股骨以及胫骨平台表面相连接。骨骼的两端由外层的皮质骨和里面的松质骨组成；股骨、胫骨以及腓骨的皮质骨都用壳单元来模拟，而松质骨则采用体单元来模拟。而中间的骨干部位用实体单元来模拟。半月板采用实体网格来划分，并通过定义接触的方式与胫骨平台相连接。膝关节周围的肌肉用实体单元来模拟，而皮肤则采用壳单元来模拟。骨骼与周围的皮肤采用定义接触的方式相连接。所建立的膝关节有限元模型如图 2 所示。

## 2.2 材料参数选取

在该模型中，所有的材料参数都来自相关参考文献，其中骨骼的皮质骨采用考虑应变率效应的分段线性弹塑性材料，而松质骨则定义为随动弹塑性材料，通过设置极限应变来模拟碰撞过程中所出现的骨骼骨折。参与构成关节的关节软骨定义为弹塑性材料，而位于股骨以及胫骨之间起缓冲作用的半月板，在模型中采用体单元来模拟，并定义为弹性材料。而对整个下肢动力学影响较小的肌腱以及关节囊则定义为随动弹塑性材料。所采用的材料参数如表 1 所示。

皮肤和肌肉定义为粘弹性材料，材料中各个参数之间的关系如下所示：

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) e^{-\beta t}$$

其中， $G_0$  和  $G_{\infty}$  分别是短期剪切模量和长期剪切模量， $\beta$  为衰减系数。材料参数来自 THUMS (Total Human Model for safety) 如表 2 所示。

考虑到韧带的结构特性，模型中膝关节韧带选用超粘弹性材料来进行模拟，材料参数来自 Untaroiu 等人所建立的下肢有限元模型<sup>[6]</sup>，如表 2 所示。并通过定义极限失效应变来模拟韧带撕裂。其中 MCL 和 LCL 的失效应变为 30%，而 ACL 和 PCL 的失效应变为 21%。

Table1 下肢模型中骨骼材料参数选择  
Table1. Material parameters for bone in lower extremity FE model

骨骼	分布位置	材料类型	密度 (kg/m <sup>3</sup> )	杨氏模量 (GPa)	泊松比	屈服应力 (GPa)	极限应变 (%)	参考文献
骨盆皮质骨	全部	弹塑性	2000	15.3	0.29	0.100	1.7	[5]
骨盆松质骨	全部	弹塑性	1000	0.338	0.3	0.010	13.4	[5]
股骨皮质骨	骨干	弹塑性	2000	15.4	0.3	0.115	1.7	[6]
	两端	弹塑性	2000	12	0.3	0.100	3	[7]
股骨松质骨	近心端	弹塑性	1100	0.616	0.3	0.0066	13.4	[6]
	远心端	弹塑性	1100	0.298	0.3	0.0056	13.4	[6]
胫/腓骨皮质骨	骨干	弹塑性	2000	17.0	0.3	0.125	1.6	[6]
	两端	弹塑性	2000	12.0	0.3	0.100	3	[7]
胫/腓骨松质骨	两端	弹塑性	1100	0.445	0.3	0.0053	13.4	[6]
髌骨皮质骨	全部	弹塑性	2000	12	0.3	0.100	2.5	[7]
髌骨松质骨	全部	弹塑性	1100	0.445	0.33	0.0056	13.4	[8]
足骨	全部	弹塑性	2000	15	0.3	0.100	2.5	[7]
关节软骨	关节处	弹塑性	1800	0.045	0.4	0.003	0.2	[8]
半月板	胫骨平台上部	弹性	1500	0.25	0.3			[7]
肌腱	股四头肌、跟腱	弹塑性	1000	0.07	0.3	0.0534	0.144	[8]
关节囊	关节处	弹塑性	1200	0.12	0.4	0.0061	0.08	[9]

Table1 下肢模型中皮肤、肌肉以及韧带材料参数选择  
 Table2. Material parameters for skin, muscle and ligament in lower extremity FE model

骨骼	材料类型	密度 (kg/m <sup>3</sup> )	体积模量 (GPa)	材料特性参数	参考文献
皮肤 肌肉	粘弹性	1000	0.0292	$G_0:0.701\text{MPa}, G_\infty:0.234\text{MPa}, \beta:100/\text{s}$	[10]
韧带	超粘弹性	1200	3.75	$C_1:7.85\text{MPa}, C_2:0, C_3:0.25\text{MPa}, C_4:60.4\text{MPa}, C_5:307.5\text{MPa}$ $S_1:0.153, S_2:0.026, S_3:0.348, T_1:0.1\text{s}, T_2:11.71\text{s}, T_3:162.633\text{s}$	[6]

### 2.3 膝关节纯剪切和纯弯曲实验模拟

通过 PMHS 实验, kajzer 等人<sup>[11]</sup>提出了膝部损伤机理, 即在汽车与行人碰撞过程中, 膝关节存在着剪切和弯矩两种损伤机理。本文将采用 kajzer 等人所进行的膝关节纯剪切和纯弯曲实验来进行模拟, 从而来研究行人膝关节在动态载荷下的响应以及预测可能出现的损伤。

在膝关节纯剪切实验中, 将整个左下肢标本放置于实验台上, 并对整个下肢施加 400N 的垂直载荷来代替上部身体作用于下肢上的重量。然后, 用固定螺栓和固定板将股骨上下两端固定好。最后, 用前面带有泡沫材料的冲击器 (质量为 6.25kg) 以 40 km/h 的速度冲击膝关节下部来模拟下肢在纯剪切载荷下的动力学响应, 实验过程中记录  $P_1$  和  $P_2$  这两个点随时间的位移变化。实验装置以及所建立的有限元仿真模型如图 3 所示。

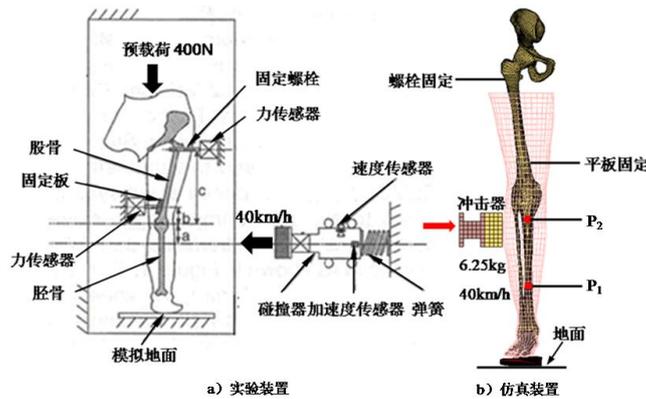


Figure 3. The experiment and simulation setup for knee pure shear experiment  
 图 3 膝关节纯剪切实验装置以及仿真装置

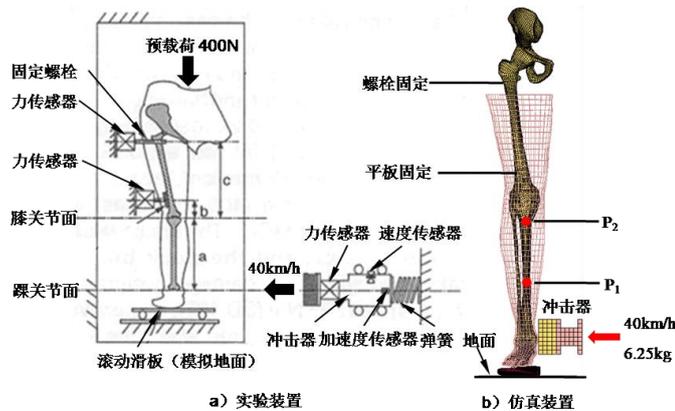


Figure 4. The experiment and simulation setup for knee pure bending experiment  
 图 4 膝关节纯弯曲实验装置以及仿真装置

而在下肢纯弯曲实验中，将整个右下肢标本放在一个可以滑动的平板之上，以减少摩擦力对实验结果的影响。同样地对整个下肢施加 400N 的垂直预载荷，并用固定螺栓和固定板分别固定股骨近心端和远心端，最后用冲击器以 40km/h 的速度冲击下肢踝关节区域来研究下肢在纯弯曲载荷下的动力学响应，实验过程中记录 P1 和 P2 这两点位移随时间的变化。实验装置以及所建立的有限元模型如图 4 所示。

### 3 结果

由于本文中下肢模型是基于欧洲 50 百分位成年男性下肢解剖学尺寸建立的，其身高和体重分别为 178cm 和 78kg，所以选择了身高和体重与欧洲 50 百分位成年男性较为接近的尸体实验 8S、16S、6B 和 7B 这四个尸体实验数据作为对比实验，其身高、体重以及尸体实验中所出现的损伤数据如表 3 所示。尸体实验中所记录的 P1 和 P2 之间的位移-时间曲线来自文献[12]。

Table3. Experiment record data for pedestrian knee joint pure shear and bending experiments  
表 3 行人膝关节纯剪切以及纯弯曲尸体实验数据<sup>[11]</sup>

加载形式	纯剪切		纯弯曲	
实验标号	16S	8S	7B	6B
身高 (cm)	177	177	177	178
体重 (kg)	80	75	75	96
损伤形式	ACL 撕裂	ACL 撕裂 胫骨外侧髁骨折 股骨软骨骨折	股骨干骨折	MCL 撕裂 PCL 撕裂 ACL 撕裂

将行人膝关节纯剪切以及纯弯曲仿真实验中目标点 P1 和 P2 的位移-时间曲线与尸体实验数据进行对比，如图 5 和图 6 所示。通过曲线对比可以看出无论是纯剪切还是纯弯曲验证实验，P1 与 P2 的位移曲线都基本落在尸体实验曲线的走廊范围之内，但是有一定的偏差，特别是碰撞开始的初期阶段。

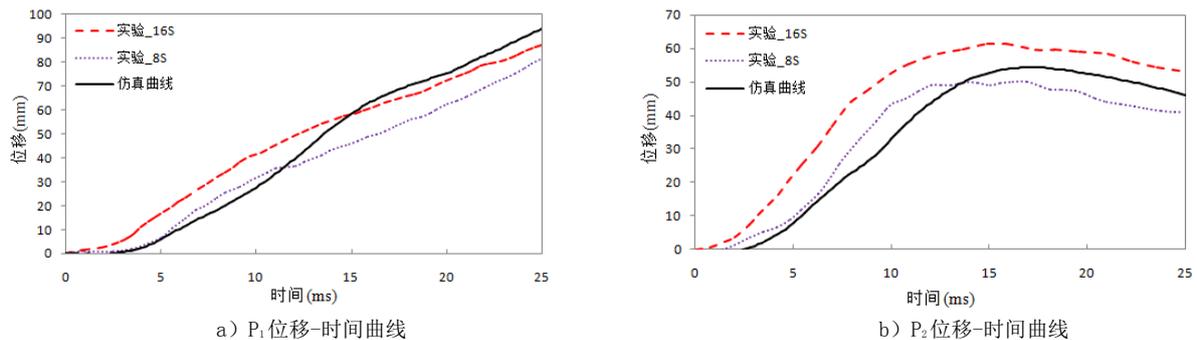


Figure 5. Comparison of tibia displacement between FE simulation and experiment

图 5 行人膝关节纯剪切验证实验曲线对比

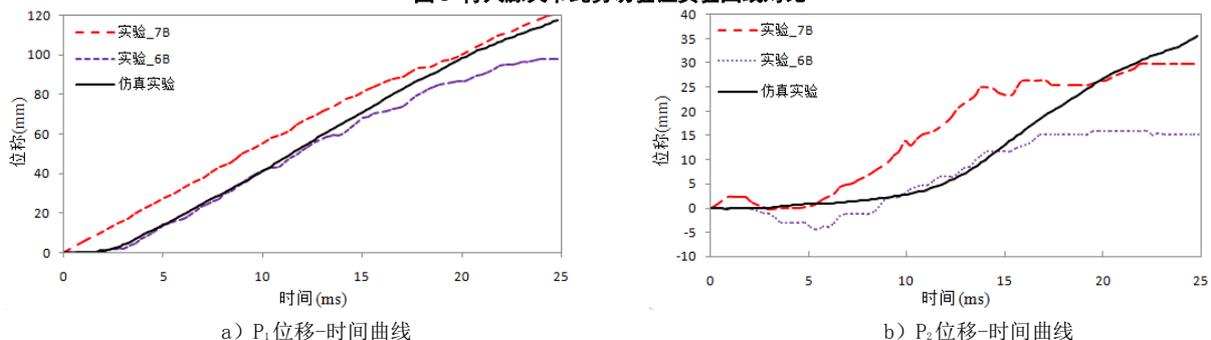


Figure 6. Comparison of tibia displacement between FE simulation and experiment

图 6 行人膝关节纯弯曲验证实验曲线对比

仿真过程中所预测出的膝关节损伤如图 7 和图 8 所示。对比仿真实验与尸体实验中的下肢损伤分布，可以发现该有限元模型可以预测出真实碰撞实验中所出现的绝大部分膝关节损伤。

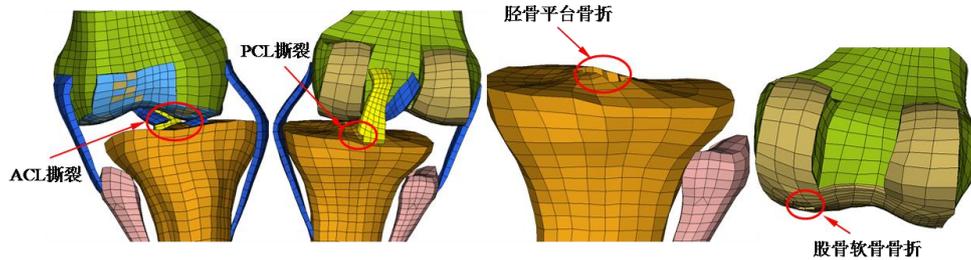


Figure 6. Injury prediction in knee shear experiment simulation  
图 6 行人膝关节纯剪切仿真实验中下肢损伤预测

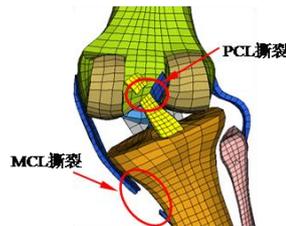


Figure 7. Injury prediction in knee bending experiment simulation  
图 7 行人膝关节纯弯曲仿真实验中下肢损伤预测

## 4 讨论

本文建立了一个行人下肢有限元模型，并且模型中所用的生物材料参数都来自于已经发表的文献。但是在应用过程中为了使得有限元仿真结果能够较好的匹配尸体实验结果，作者对一些材料参数进行了处理。当然处理后的数据仍然在文献记载的范围之内。

本文应用行人下肢有限元模型对膝关节承受纯剪切以及纯弯曲实验进行了模拟分析，通过比较碰撞过程中胫骨上面的两个点的位移-时间变化曲线验证了该模型可以反应出真实碰撞情况下膝关节的动态响应。在仿真实验中胫骨上两点的位移在碰撞前段的时候要更接近尸体实验数据的下限，这可能与仿真实验中鞋子与地面之间的摩擦系数设置有关；当然下肢有限元模型在几何以及材料参数上与尸体实验之间所存在的差异也会导致仿真结果不能完全反应出真实实验结果。

文中所用的有限元模型可以较为准确的预测出真实碰撞实验中所出现的膝关节损伤。但是在损伤位置以及损伤出现的时刻上，仿真实验的预测还不够准确。一方面是因为仿真实验与尸体实验在解剖学结构上以及实验边界条件上存在一定差异，另一方面是有限元模型的材料选择不能完全与真实的尸体材料相符。

## 5 结论

本文改进了一个基于 50 百分位成年男性行人解剖学结构建立的下肢有限元模型，该模型包括较为详细的下肢骨骼系统和软组织系统，并根据所发表的文献为该模型赋予了较新的生物力学材料参数。膝关节的纯剪切和纯弯曲实验仿真分析结果能与真实实验结果吻合较好，且该有限元模型能够预测出真实碰撞实验中所出现的膝关节损伤。这表明该行人下肢有限元模型具有较好的生物逼真度，可以用于研究真实交通事故中的下肢膝关节损伤预测。

## 参考文献 (References)

- [1] Mizuno, Y., 2005. Summary of IHRA pedestrian safety WG activities (2005)—proposed test methods to evaluate pedestrian protection offered by passenger cars.SAE Technical Paper 05-0138.

- [2] 杨济匡. 汽车与行人碰撞中的损伤生物力学研究概述. 汽车工程学报, 2011, 1(2):81-93.
- [3] 杨济匡, 方海峰. 人体下肢有限元动力学分析模型的建立和验证. 湖南大学学报(自然科学版), 2005, 32(5): 31-36.
- [4] 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. 吉林大学学报(工学版), 2011, 41(1): 6-11.
- [5] Anderson A E, Peters C L, Tuttle B D, et al. Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2005, 127(3):364-373.
- [6] Untaroiu C D, Darvish K, Crandall J, et al. A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts. *Stapp Car Crash J*, 2005, 49:157-181.
- [7] Beillas P, Begeman P C, Yang K H, et al. Lower Limb: Advanced FE Model and New Experimental Data. *Stapp Car Crash J*, 2001, 45:469-94.
- [8] 蒋小晴, 杨济匡, 王丙雨, 等. 前碰撞中髋关节姿态对乘员骨盆骨折影响的数值研究. 汽车工程, 2015(11):1284-1290.
- [9] Hewitt J, Guilak F, Richard G, Vail TP. Regional material properties of the human hip joint capsule ligaments. *Journal of Orthopaedic Research*, 2001, 19(3):359-364.
- [10] 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. *Stapp Car Crash Journal*, 2003, 47: 437-457.
- [11] Kajzer J, Schroeder G, Ishikawa H, et al. Shearing and Bending Effects at the Knee Joint at High Speed Lateral Loading. *SAE World Congress*, Paper 973326
- [12] Nagasaka K, Mizuno K, Tanaka E, et al. Finite element analysis of knee injury risks in car-to-pedestrian impacts. *Traffic Injury Prevention*, 2004, 4(4):345-54