

## 行人仿真模型的肩部生物逼真性的改进与验证

黄冬<sup>1</sup>, 杨济匡<sup>1,2</sup>

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

<sup>2</sup> 查尔摩斯科技大学, 应用力学系, 瑞典

**摘要:** 汽车-行人碰撞事故中, 由于下肢以及肩部都先于头部跟汽车前部结构发生碰撞, 因此行人仿真模型的头部碰撞状态很大程度上取决于下肢与肩部的生物逼真性。本文的研究基于瑞典查尔摩斯大学开发的 CMPi 多刚体行人模型, 由于此多体仿真模型下肢的生物逼真性已经比较完善, 但肩部的结构过于简化, 因此本文目的就是细化和改进 CMPi 行人多体仿真模型的肩部结构, 通过把修改后的模型与肩部侧面及斜碰撞尸体实验结果对比, 两者能够很好地吻合, 从而改进了该模型的生物逼真性。

**关键词:** 肩关节, 行人模型, 多刚体, 计算机仿真

### Improvement and Validation of Biofidelic Shoulder for a Pedestrian Multi-Body Model

HUANG Dong<sup>1</sup> YANG Jikuang<sup>1,2</sup>

(1 State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body,  
Hunan University, Changsha, China 410082)

(2 Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology,  
Gothenburg, Sweden 41296)

**Abstract:** In the accidents of vehicle to pedestrian impact, because of lower limb and shoulder's contact with vehicle front structure prior to head, the response of shoulder and lower limb will be important to the resulting impact conditions for head. This research is based on the pedestrian multi-body model developed by Yang Jikuang et al. Although the biofidelic of lower limb has been improved greatly, it is poor for the shoulder segment. This study is to improve the biofidelic for the shoudler. Through comparing the result of modified model with measures from PMHS shoulder side and oblique impact studied, both can consistent with each other very well, and this indicates biofidelic of this model has improved.

**Keywords:** Shoulder, Pedestrian model, Multi-body, Computer simulation

## 1 前言

交通事故中, 行人因为没有保护空间而具有高度的损伤风险, 属于道路使用者中的高危人群。来自欧洲的 35 个国家统计数据表明: 2003 年在整个欧洲交通事故中, 行人平均死亡人数占总死亡人数的 25%, 美国 13%, 澳大利亚 16%, 日本高达 28%, 而发展中国家印度和泰国更是高达 40—50%<sup>[1]</sup>。在中国, 由于特殊的国情与道路状况, 2000 年至 2003 年间, 行人受伤人数分别为 55104, 75137, 76779, 68040, 分别占 13.16%, 13.75%, 13.66%, 13.8%。2004 年的行人死亡比例 25%<sup>[2,3]</sup>, 比例虽然跟欧洲其平, 但绝对死亡人数高达 2.7 万人, 这个数字也是相当惊人。因此行人安全愈来愈引起世界各国安全专家的重视, 尤其在我国, 行人安全更是刻不容缓的研究课题。

ITARDA 一项调查报告指出, 在轻伤和重伤损伤级别中, 腿部受伤比例最大, 分别为 41.9% 和 50.7%, 头部比例位居第二, 分别为 18% 和 18.5%; 在死亡损伤级别中, 头部比例最大, 占 60%<sup>[4]</sup>。从以上数据显示, 行人汽车事故碰撞中, 头部和下肢是主要的受伤部位, 并且头部损伤是主要的致死原因。无疑行人防护的重点落在头部与下肢两个部位。

在车-行人碰撞事故中, 运动过程一般来说首先是小腿与保险杠发生接触, 由于下肢在短时间内因为受到外力撞击加速度突然增大, 此时行人会以其动态质心为原点进行旋转, 接着是大腿与发动机盖前缘的碰撞, 然后肩部与发动机盖的作用, 最后是头部与车前部发生碰撞。因此下肢和肩部先于头部发生碰撞, 头部的碰撞状态很大程度上受到这两部分动力学响应的影响, 头部损伤风险的预测准确性取决于下肢和肩部的生物逼真性, 然而在相当长的时间内, 行人安

全的研究忽略了肩部对头部响应的影响。本文的研究主要是基于在 MADYMO 环境下开发 CMPI 行人多刚体模型，此模型的下肢生物逼真性已经比较完善,详细描述可参考已发表文献 Yang .et al.2000<sup>[5]</sup>，其下肢模型包括一个 human-like knee joint 与 breakable leg ，能够准确地预测腿部骨折以及膝关节损伤。然而肩部则偏“硬”，如同等的实验条件下，原模型的肩峰—肩峰的相对位移量几乎为零，与 Compigne s. 在 2003<sup>[6]</sup>进行的 PMHS (POST MORTEM HUMAN SURROGATES )实验指出肩峰—肩峰平均 39mm 的相对位移量相比相差甚远。通过仿真试验与尸体试验结果对比发现，过硬的肩部对头部起到一定的保护作用，从而不能准确地预测其损伤风险。本文旨在细化肩部模型，提高其生物逼真性，从而完善整个行人仿真模型。

## 2 模型建立

### 2.1 肩关节解剖结构

人体肩部结构组成如图 1 所示，主要包括三个解剖学关节和三块骨头以及韧带等软组织：三个关节分别为胸锁关节、肩锁关节以及盂肱关节，三块骨分别为肱骨、锁骨以及肩胛骨。锁骨的胸骨端与胸骨上端以及肋骨第一节共同连接组成了胸锁关节 (Sternoclavicular joint)；锁骨肩峰端与肩胛骨肩峰连接组成肩锁关节 (Acromioclavicular joint)；位于肩锁关节下方的盂肱关节 (Glenohumeral joint) 是球面关节，也是我们通常所指的肩关节，由肩胛盂和肱骨头组成；骨与骨之间的韧带主要有连接肩峰与锁骨的肩锁韧带，连接喙突与肩峰的喙肩韧带，以及连接

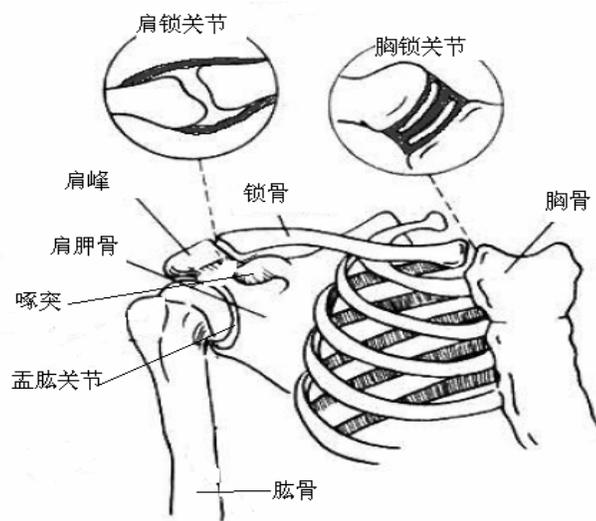


图 1 肩部结构示意图

喙突与锁骨的喙锁韧带，韧带起着加强关节作用。肩部主要由这三个关节和其所连接的骨，以及包裹关节周围的关节囊、韧带和肩周肌群组成。肩关节受颈部肌肉的悬吊和肩胛、胸壁间肌肉的牵引固定于胸廓上部的两侧。前部通过锁骨、胸锁骨节与胸骨相连，后部通过肩胛、胸壁间结构与胸壁相连接。

### 2.2 原模型肩部结构的局限性

由图 1 可以看出，人体的肩部解剖结构主要由三块骨头组成。因此要比较逼真地描述肩部结构至少要包括这三个关节。又如图 2 所示，开发的多刚体模型 (Yang et al. 2004 年)，该模型按照欧洲 50 百分位男性人体尺寸建立，由 25 个椭球组成，分别代表头部、颈部、胸腔、腹部、盆腔、上臂、前臂、大腿、小腿和脚，通过 19 个铰链连接，详细描述见表 1。从图表中可看出，该模型通过 Arm\_left /right 球铰把上肢与胸腔连接起来，与实际的人体肩部相比，过于简化。譬如在相同的实验条件下，原模型的肩峰—肩峰的相对位移量几乎为零，而 Compigne s. et.

al 2003 进行的 PMHS 尸体实验结果是：肩峰与肩峰之间相对位移量平均 39mm，两者相差甚远。因此原肩部模型响应偏硬，从而预测头部损伤风险的客观性有待于提高。

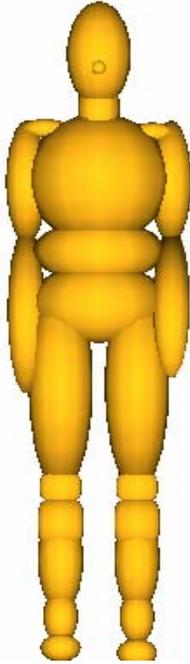


图 2 行人模型 (Yang et al. 1997, 2000)

表 1 行人多体模型铰链组成 (Yang et al. 2000)

铰链编号	铰链名称	铰链类型
1	Pelvis	球铰
2	Abdomen	球铰
3	Chest	球铰
4	Neck	球铰
5	Head	球铰
6&8	Arm_left /right	球铰
7&9	Forearm_left /right	球铰
10&15	Thigh_left /right	球铰
11&16	Dumm knee_left /right	平移-转动复合铰
12&17	Upperleg_left /right	转铰
13&18	Lower_left /right	球铰
14&19	Foot_left /right	球铰

### 2.3 肩部模型修改

在原来的基础上增加了如下铰链。

#### 2.3.1 胸锁关节-Sternoclavicular joint

如图 3 所示，从胸腔中央开始。胸锁关节由一平面铰和球铰组合铰构成，在胸腔中央处定义一平面铰链（planar joint），该铰链刚性连接到胸椎第一节处，它的引入主要是模拟锁骨的胸骨端在此位置随胸腔受前后以及左右方向挤压变形而产生的位移。在平面铰上方的球铰模拟锁骨绕胸骨的转动也就是解剖学上的胸锁关节，连接到球铰上有一倾斜的平移铰链（translational joint），模拟锁骨在两端受压时弯曲变形而产生的位移。

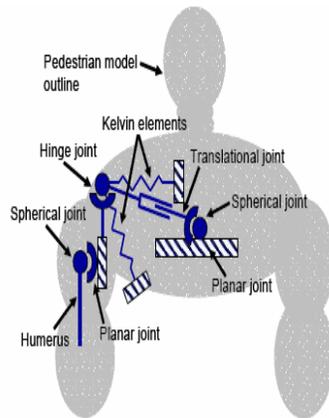


图 3 肩部结构修改原理图

### 2.3.2 肩锁关节-Acromioclavicular joint

肩锁关节主要是一转铰组成，该铰与倾斜的平移铰外侧相连，倾斜平移铰链的外侧还连接了两个KELVIN弹簧单元，弹簧单元的另一端分别水平和倾斜的固连到胸腔背部上，弹簧单元的引入用来模拟肩胛骨相对于胸壁作旋转运动时的支撑约束效果。

### 2.3.3 盂肱关节-Glenohumeral joint

盂肱关节是由位于转动铰链下方一个平面铰和球铰（sphere joint）组合铰链构成。真正的肩关节实际上有5个自由度：三个方向的转动，以及前-后、上-下移动。平面铰链模拟肱骨头在受到前-后，上-下碰撞时的移动，球铰实现此关节的三个转动自由度。

### 2.3.4 铰链刚度特性及其运动范围：

肩关节的机械特性采用原模型的转动刚度特性，胸锁关节运动范围以及转动特性基于Robbin,1983<sup>[8]</sup>设定。

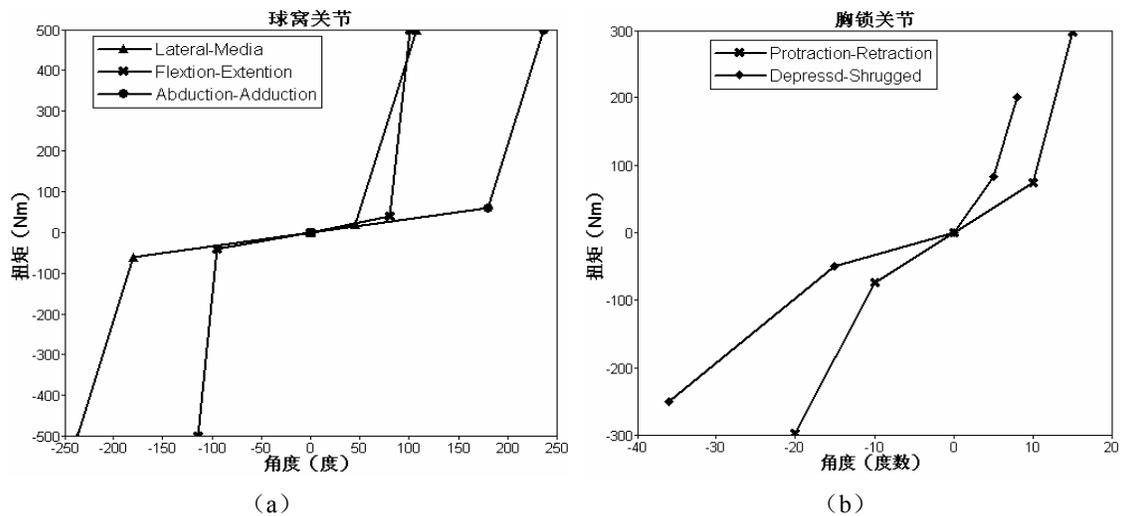


图4 行人仿真模型铰链的扭矩 vs. 角度转动特性图：肩关节 (a)，胸锁关节 (b)

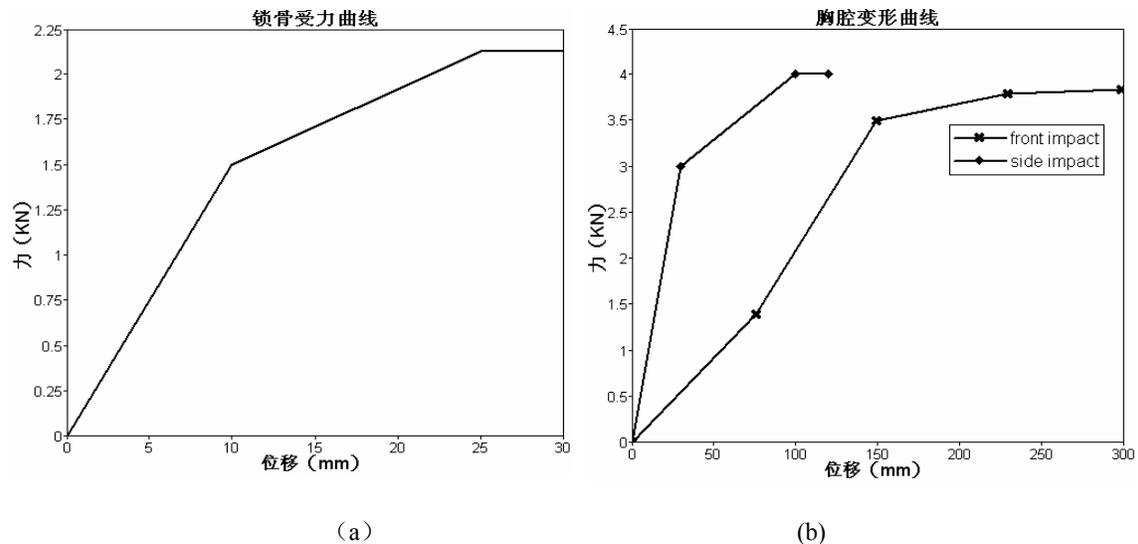


图5 (a) 锁骨两端力-变形曲线, (b)胸腔正面及侧面碰撞方向的力-变形曲线

如前所述，胸锁铰链下方的平面铰链主要是用来定义锁骨胸骨端随胸腔在受前后以及左右方向挤压变形而产生的位移，该铰链的刚度具体通过restraint\_joint中的力-变形曲线来定义，其前后方向的移动刚度基于Charles K.1975<sup>[9]</sup>的胸腔正碰实验结果，左右方向的移动刚度基于DAVID

C.1976<sup>[10]</sup> 胸腔侧碰实验结果。

与胸锁铰链相连的移动铰链，用来模拟锁骨受两端压力而产生的弯曲变形。失效载荷根据 John H.2003[11] 锁骨三点弯矩试验确定：施加在锁骨中点的平均失效载荷为 $680 \pm 230\text{N}$ ，转化成两端的失效载荷为 $(340 \pm 115)/(\sin(0.15708))$ ，取平均值，失效载荷为 $2125\text{N}$ ，当锁骨的肩峰端受到的载荷达到 $2125\text{N}$ ，锁骨断裂。

其它铰链的刚度通过适当的调整，来使得其肩部碰撞试验的响应值最大程度地逼近PMHS试验曲线。

### 3 模型验证

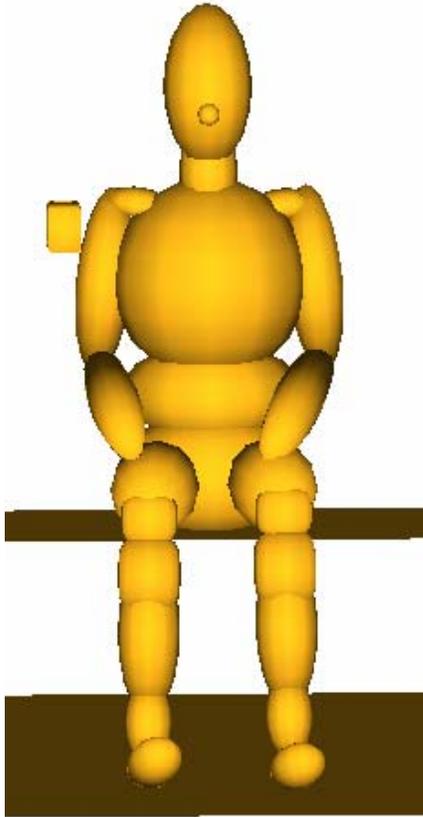


图6 肩部碰撞仿真试验图

为了验证修改后肩部模型的有效性，把修改后模型仿真结果与 Compigne s. 2003 所进行的尸体试验结果进行对比，验证的内容主要是肩峰与肩峰的相对位移量，以及肩部与冲击器的碰撞力。仿真试验条件按照 PMHS 肩部碰撞试验条件建立：冲击器形状为长方体状，尺寸 $150 \times 80 \times 25\text{mm}$ ，质量为 $23.4\text{kg}$ 。每个实验体（尸体详细情况见表2）右肩进行撞击初速度为 $1.5\text{m/s}$ 三次试验，方向分别为 $0$ 度， $+15$ 度， $-15$ 度（如图7所示），然后其中的两个实验体左肩进行初始速度为 $4.2\text{m/s}$ 的 $0$ 度撞击试验，剩下的两个实验体左肩进行初速度为 $6.0\text{m/s}$ 的 $0$ 度撞击试验，修改后的仿真模型调整成尸体试验中人体的坐姿，人体与座椅的摩擦系数为 $0.3$ ，脚与地面的摩擦系数为 $0.7$ 。仿真模型的质量从原来的 $78\text{Kg}$ 缩放为PMHS实验中尸体平均质量的 $50.5\text{Kg}$ ，即把每个刚体的在原来的基础上乘上缩放因子 $0.647$ 。

表2 Compigne 2003 尸体实验所用尸体详细情况

编号	年龄	性别	重量 (kg)	身高 (mm)	肩宽 (mm)
1	77	女	67	161	335
2	88	男	33	163	355
3	79	女	52	159	355
4	82	女	50	155	345

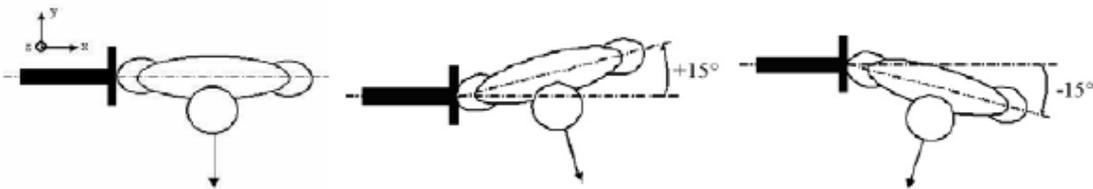


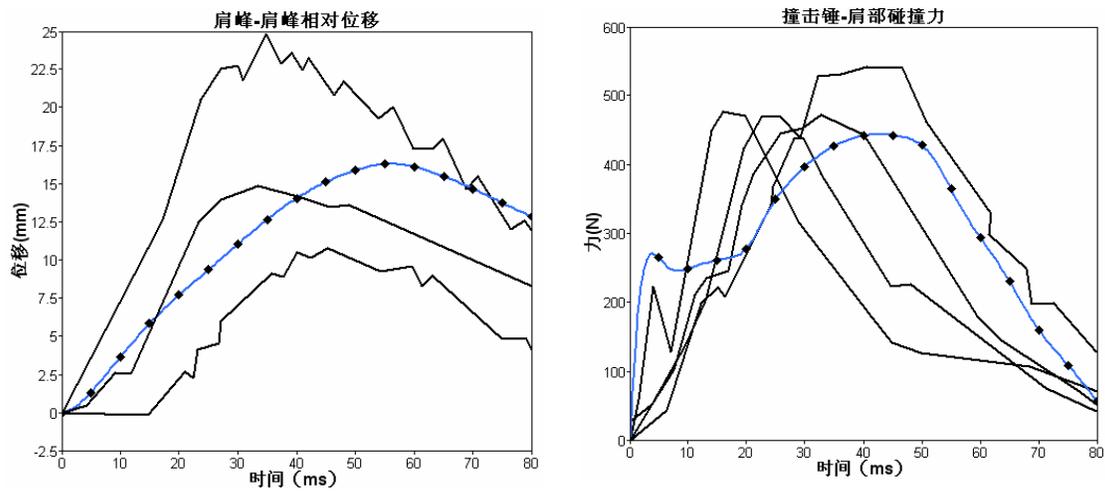
图7 碰撞方向定义

为使仿真试验结果与尸体试验结果最大程度地吻合，反复调整铰链的刚度特性，以及刚体的接触特性。

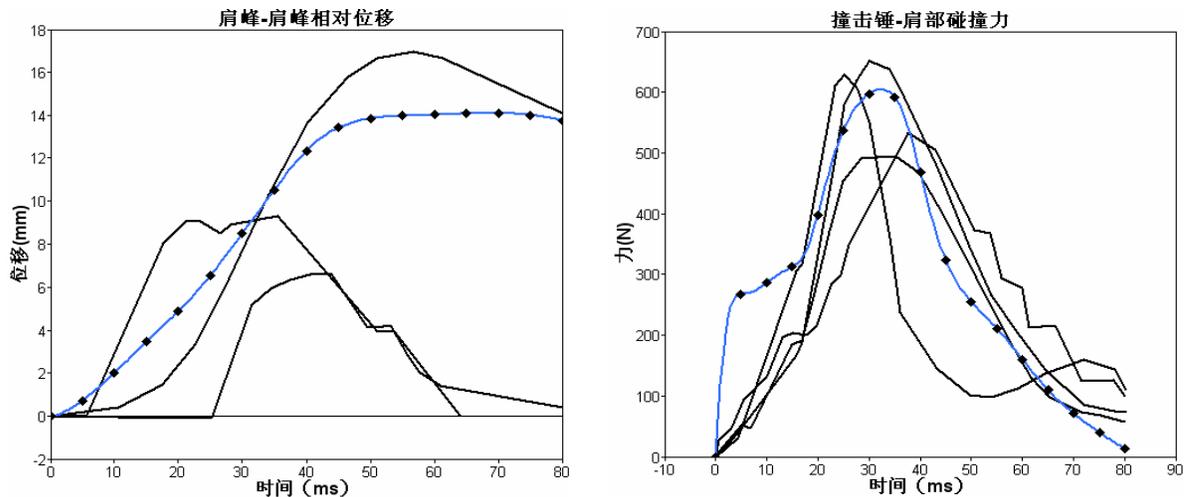
### 4 验证结果分析讨论

如图8所示，为 $1.5\text{m/s}$ 低速碰撞条件下仿真试验（带星号标记）与尸体试验（compigne et al.

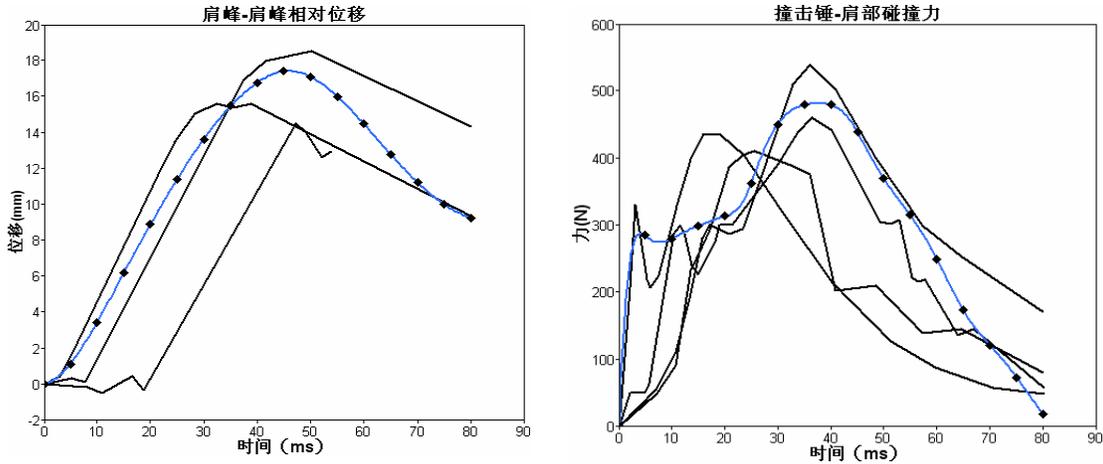
2003) 在三个方向的碰撞力和相对位移量对比曲线, 可以看出三个方向位移以及碰撞力峰值介于尸体试验结果之中, 波形基本吻合。并且还发现, +15°方向的碰撞力峰值相对其它两个方向大, 而位移量较其它两个方向小, 这一点与compigne et al.2004<sup>[7]</sup>试验结果相符。这一结果与锁骨的解剖结构相关, 人体的锁骨呈S形, 从胸骨往两边看, 锁骨向后向上倾斜地连接到肩胛骨上。冲击器碰撞肩部时, 作用力直接作用到肱骨头, 通过肩关节传递给肩胛骨, 而肩胛骨受到的力一部分通过肩锁关节传递给锁骨, 一部分通过连接在其上的肌肉以及韧带传递给胸壁, 0°与-15°两个方向撞击时, 撞击方向与锁骨轴向成一定的角度, 撞击器作用于肩部时, 为了抵抗冲击力, 肩胛骨可以向后滑动一定的距离, 因此大部分力通过连接在肩胛骨上的肌肉组织传递给胸腔而缓冲掉, 同时锁骨围绕胸锁关节转动一定的角度, 消耗一定的能量; 而+15°碰撞时, 撞击方向几乎平行于锁骨轴向, 相当于转动力矩为零, 此时, 锁骨的转动和肩胛骨的移动几乎为零, 大部分碰撞力直接传递给了锁骨, 而锁骨另一端与胸骨相连, 缓冲距离小, 肩峰-肩峰相对位移量小, 必然导致碰撞力峰值偏大。因此15°方向碰撞时, 肩部较其它两个方向偏“硬”。



0° 侧面碰撞



+15° 侧面碰撞



-15° 侧面碰撞

图 8 1.5 m/s 碰撞速度下仿真试验（带星号标记）与尸体试验碰撞力和相对位移量对比曲线

在1.5m/s低速碰撞下，0°、+15°、-15°三个碰撞方向，肩峰-肩峰相对位移分别为16.3mm，15.0mm和17.4mm，在6.0m/s高速碰撞下的相对位移量为63mm，这一点也符合compigne 2004[6]试验结果：即在低速（4.0m/s以下）1.5m/s碰撞速度下，肩峰-肩峰相对位移量大概为初始肩宽（340mm）的5%-10%，高速（4.0m/s以上）6.0m/s碰撞速度下，相对位移量为初始肩宽的20%。

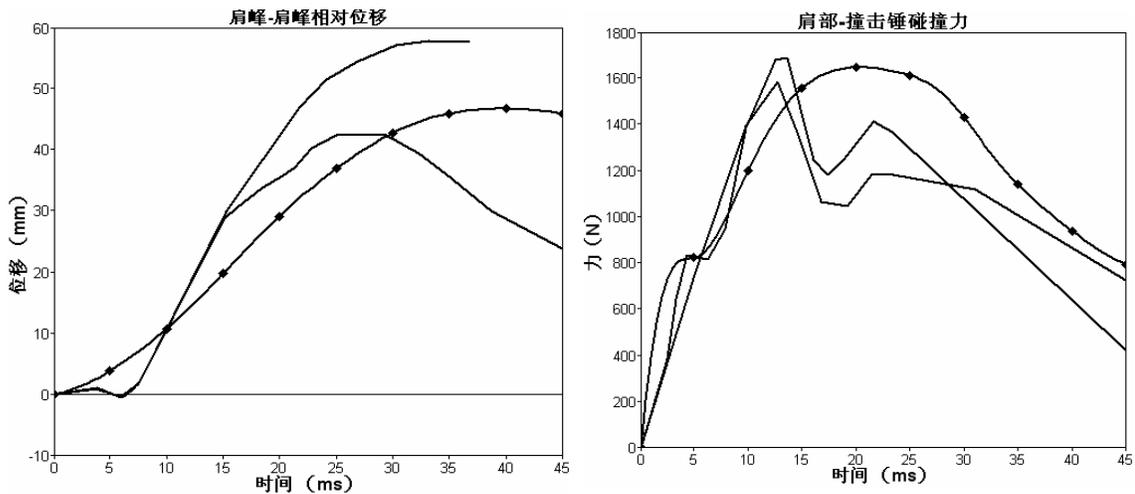


图 9 4.2m/s 碰撞速度下仿真试验（带星号标记）与尸体试验（compigne et al. 2003）碰撞力和相对位移量对比曲线

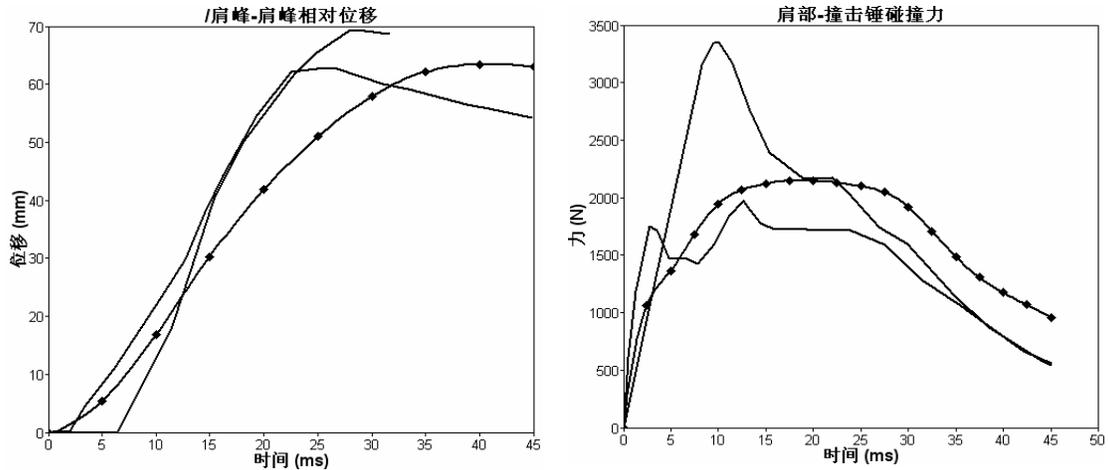


图 10 6.0 m/s 碰撞速度下仿真试验（带星号标记）与尸体试验（compigne et al. 2003）碰撞力和相对位移量对比曲线

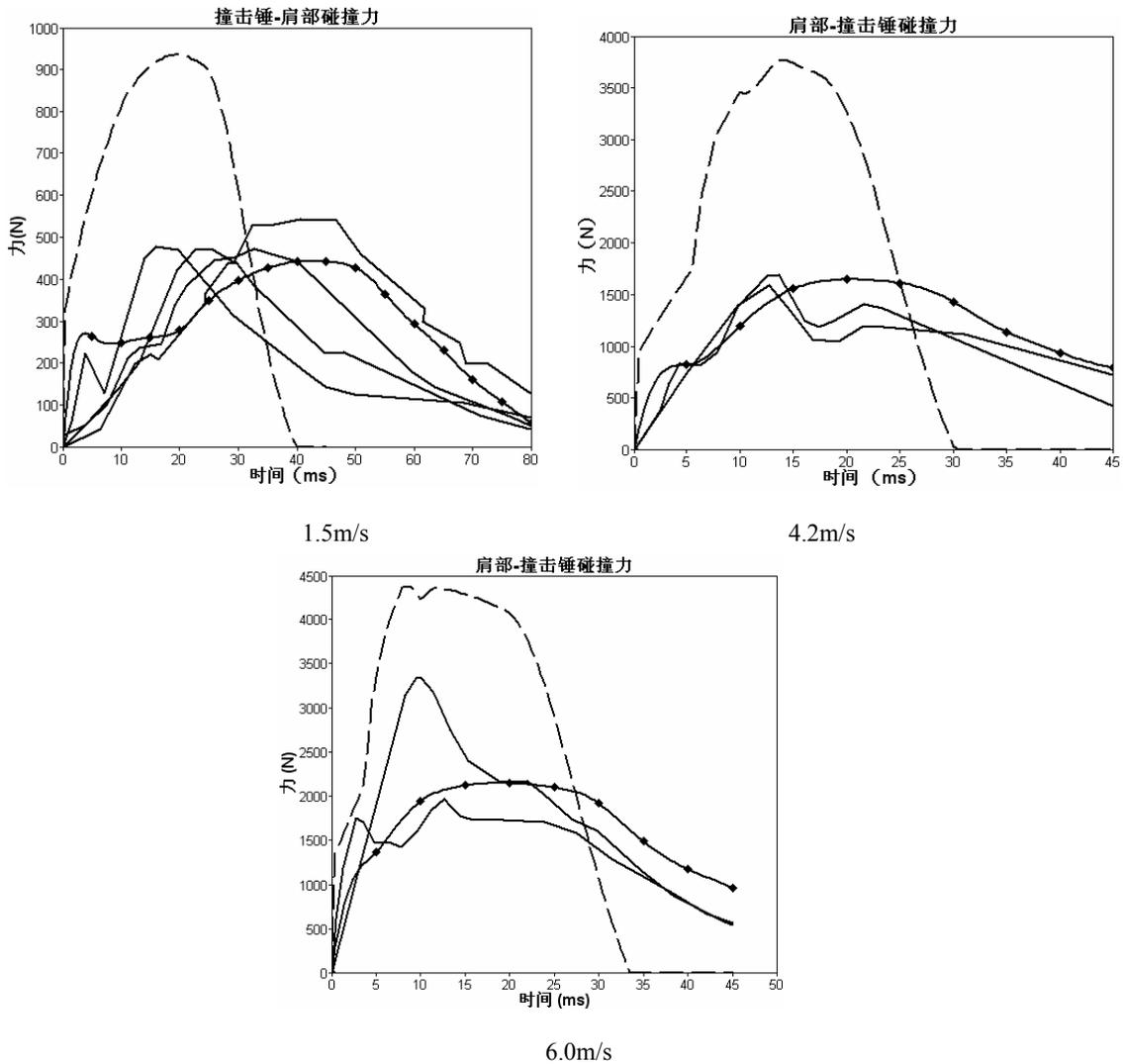


图 11 不同速度下，原模型和修改后的模型肩部碰撞力与 PMHS 实验的对比曲线图，其中虚线为原模型曲线，带星记号为修改后模型曲线

图9,图10分别为4.2 m/s和6.0m/s高速碰撞下仿真试验(带星号标记)与尸体试验(compigne et al. 2003)在0°方向的碰撞力和相对位移量对比曲线, 其两者的峰值以及波形都比较接近。

从图11可知,三个碰撞速度下,修改的模型肩部碰撞力峰值以及波形与实验结果吻合得很好,而原模型的峰值均超过修改后模型的两倍。

## 5 结论

本文的目的是细化行人计算机仿真模型肩部结构,增加其生物逼真性,提高头部损伤风险预测的准确性,进一步完善行人模型。通过本文的研究讨论,得出如下结论:

- 相对于原模型,修改后模型更接近人体真实肩部的解剖结构。在原模型的基础上,增加了肩锁关节,考虑到了肩部受力时锁骨的变形,以及胸腔的压缩变形对肩部响应的影响;
- 仿真结果相对于原模型更加逼近试验结果:在肩部碰撞试验中,原模型的肩峰-肩峰位移量为0,而修改后模型在无论低速还是高速范围的碰撞中,都能与实验曲线吻合。
- 在1.5m/s、4.2 m/s 和6.0 m/s碰撞速度下,原模型的碰撞力峰值均超过修改后模型的2倍,并且原模型的峰值远远超过了试验值,表明改进后的模型提高了生物逼真性。
- 综上所述,无论低速还是高速碰撞试验中,修改后的模型都能较为理想地与验证实验结果相符,从而进一步完善了CMPi行人仿真模型。

## Acknowledgements:

This study is sponsored by the National Natural Science Foundation of China (NSFC) (No. 10472031).

## 参考文献

- [1] ECMT (2003) Statistical report on road accidents, ISBN92-821-0299-8.
- [2] 公安部交通管理局. 中华人民共和国道路交通事故统计资料汇编. 2003. 北京: 公安部交通管理科学研究所.
- [3] 王正国,尹志勇,肖凯. 我国2002~2003年的道路交通事故. 中华创伤杂志, 2004, 20 (11): 641- 644.
- [4] A year book of accident statistics of Japan 2001, ITARDA
- [5] Yang, J.K., Lovsund, P., Cavallero, C. Bonnoit, J. (2000): A Human- 3D Mathematical Model for Simulation of Car-Pedestrian Impacts. *Journal of Crash Prevention and Injury Control*, Vol. 2(2), pp. 131-149.
- [6] Compigne S, Caire Y, Quesnel T and Verriest J. Lateral and oblique impact loading of the human shoulder 3D acceleration and force-deflection data. IRCOBI Conference. Lisbon, Portugal, 2003.
- [7] Compigne S,non, Yves Caire, Thierry Quesnel. Non-injurious and injurious impact response of human shoulder three dimensional analysis of kinematics and determination of injury threshold. STAPP 2004-22-0005,PP:7-9
- [8] Robbin. Anthropometric specifications for MID-SIDED MALE DUMMY,volume 2, the university of Michigan Transportation Research Institute, USA,1983, 118-120
- [9] Charles K. Kroell and Dennis C.Schneider. Impact tolerance and response of thorax.USA, 1975
- [10] David C. Biomechanical Response and Injuries in Blunt Lateral Impact. *Biomedical Science Magazine* 892432, 1976.
- [11] John H. Bolte IV. Shoulder Impact Response and Injury Due to Lateral and Oblique Loading. STAPP 2003-22-0003