

Injury Assessment of large angle seats based on HBM

Chunxian Ju¹, Yaohui Zhang², Gang Wang³, Zheng Liang⁴, Jianbao Guo⁵

¹Great Wall Motor Co., Ltd, Baoding City, Baoding Hebei, China

²Great Wall Motor Co., Ltd, Baoding City, Baoding Hebei, China

Abstract: The article introduces the usage scenario of zero gravity seats, which can achieve a nearly flat lying position. It further investigates the characteristics of occupant injuries in frontal collisions under this scenario. Three backrest angles of 30°, 45°, and 60° are set in this study, and THUMS is used for analysis. The simulation results show that when the backrest angle exceeds 45°, the dummy is prone to submarining; there is a secondary injury risk to the chest and abdomen soft tissues, with high local stresses on the cervical and lumbar vertebrae posing significant injury risks; severe impact occurs between the lower leg and dashboard, with noticeable increase in knee displacement. Moreover, at a backrest angle of 60°, there is a risk of tibia fracture. Finally, a brief analysis of potential solutions is provided.

Keywords: Zero gravity seat; THUMS; Submerge; Cervical spine; Lumbar spine; Lower leg

基于 HBM 人体模型对大角度座椅的伤害评估

鞠春贤¹, 张耀辉², 王刚³, 梁征⁴, 郭建保⁵

¹长城汽车股份有限公司, 河北省保定市, 中国, 071000

²¹ 长城汽车股份有限公司, 河北省保定市, 中国, 071000

摘 要: 本文介绍了零重力座椅的使用场景是实现近乎躺平的姿势, 进而研究在种场景下发生正面碰撞时的乘员伤害特点。本文设定了 30°、45°和 60°三个靠背角度, 使用 THUMS 人体模型进行分析, 仿真结果显示, 当座椅靠背大于 45°时, 人体模型极易发生下潜; 胸腹部软组织存在二次伤害风险; 颈椎和腰椎局部应力较大, 存在较大伤害风险; 小腿与仪表板撞击严重, 膝部滑移量均明显增大, 且 60°靠背角时, 小腿胫骨存在骨折风险。最后对解决方案进行了简要分析。

关键词: 零重力座椅; THUMS; 下潜; 颈椎; 腰椎; 小腿

1 引言

早在 2013 年的 Nissan 就推出了第一款搭载零重力座椅的量产车 2013 款 Altima, 为驾驶过程中提供极致的舒适感。Nissan 的设计灵感来自于 NASA 的零重力环境下宇航员身体姿势研究。零重力环境中的人体在放松且不施加外力的情况下往往会表现出特定的姿势模式, 可以最大限度地减少身体抵抗重力的需要, 从而减轻肌肉骨骼压力并减少横膈膜和脊柱的压力。

近些年国内各大汽车厂商纷纷推出搭载有零重力座椅的新车, 可根据自身舒适性的需要将靠背向后倾斜 40° 或者 60°, 实现近乎平躺的姿势。但是在驾驶过程中将零重力座椅调整到大仰角的状态下, 一旦发生碰撞事故, 会对乘员造成什么伤害以及相应的解决方案有待深入研究。

2 边界条件设置

2.1 假人选择

本文采用 Thums V6.1 免费版本, 50%男性坐姿人体模型开展伤害评估。

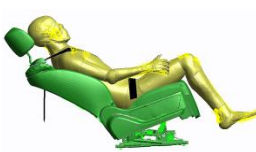
2.2 工况设定

基于某 SUV 车型副驾零重力座椅模型, 采用 50km/h 正面碰撞波形开展仿真分析。根据零重力座椅的使用

场景，设定 30°、45° 及 60° 三个不同靠背角度，分析副驾零重力座椅在大靠背角状态下对乘员伤害的影响。具体分析矩阵如表 1 所示。

Table 1. analysis matrix

表 1 分析矩阵

车型波形座椅位置	TEST 01	TEST 02	TEST 03
50km/h 正碰	座椅靠背 30°	座椅靠背 45°	座椅靠背 60°
座椅前后位置	前后中间	前后中间	前后中间
座椅上下位置	不可调	不可调	不可调
坐垫抬起状态	抬起 21°	抬起 21°	抬起 21°
图示			

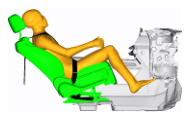
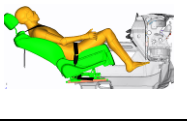
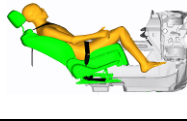
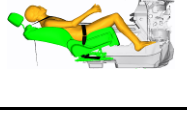
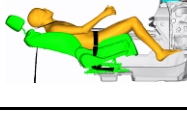
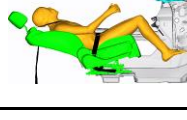
3 THUMS 人体模型仿真结果分析

3.1 人体模型运动过程分析

0-50ms 运动如表 2 所示，20ms 安全带卷收器预紧、PAB（Passenger Airbag）点爆；28ms PLP（Pyrotechnic Lap Pretension）点火预紧；50ms 前受车体加速度影响，骨盆向前运动，且位移量基本一致。

Table 2. 0-50ms THUMS comparison of human body model movements

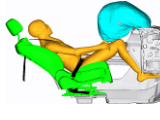
表 2 0-50ms THUMS 人体模型运动对比

靠背角	0ms	20ms	30ms	40ms	50ms
30°					
45°					
60°					

60ms-100ms 运动如表 3 所示。60ms 时，三种角度下的乘员膝盖均高于仪表板腰线位置，小腿均与仪表板接触；70ms 时，30 度角骨盆 X 向位移运动接近最大，上躯干开始绕腰带位置向前旋转，45 度、60 度骨盆继续向前运动，胸部腹部向下挤压，造成伤害。坐垫已被压平；80ms 时，60 度已发生下潜，骨盆失去约束，腿部挤压增大；90ms 时，30° 靠背角状态下的人体头部与 PAB 接触。100ms 时，30 度人体模型前扑，骨盆回弹，气囊对人起到保护作用。45 度和 60 度靠背角状态下，人体模型头部和气囊无接触。

Table 3. Comparison of 60-90ms THUMS Human Model Motion

表 3 60-90ms THUMS 人体模型运动对比

靠背角	60ms	70ms	80ms	90ms	100ms
30°					
45°					
60°					

110ms-150ms 运动如表 4 所示。110ms 时，45° 靠背角乘员头部与 PAB 接触，60° 靠背角乘员头部与 PAB 无接触，安全带勒颈部、胸腹部，伤害增大；150ms 碰撞结束时刻，头部由于惯性作用向前运动较多，角度越大颈部弯曲越严重。角度小于 45 度时，气囊能对头部起到保护作用，角度越大，保护作用越小。角度大于 45 度时，气囊无法对头部起到保护作用。

Table 4. Comparison of 110-150ms THUMS Human Model Motion

表 4 110-150ms THUMS 人体模型运动对比

靠背角	110ms	120ms	130ms	140ms	150ms
30°					
45°					
60°					

3.2 人体模型伤害提取

根据 THUMS 人体模型输出的各部位伤害指标（如表 5 和表 6 所示，其中伤害指标参考头部、颈部、胸部等部位论文研究结论）以及人体模型运动，可以看出以下伤害趋势：

① 人体模型运动：靠背角 30° 时，普通约束系统仍能提供一定的保护；靠背角大于 45° 时，存在较大的下潜及勒脖子风险；

- ② 颈部： THUMS 颈部 C4-T1 段椎间盘应力均较大，颈部存在较大损伤风险；
- ③ 胸腹部： THUMS 胸部第 1，3，7-10 根肋骨骨折风险较大，同时胸腹部软组织也存在损伤风险；
- ④ 腿部： 由于坐盆抬高， THUMS 小腿与仪表板撞击严重，膝部滑移量明显增大。

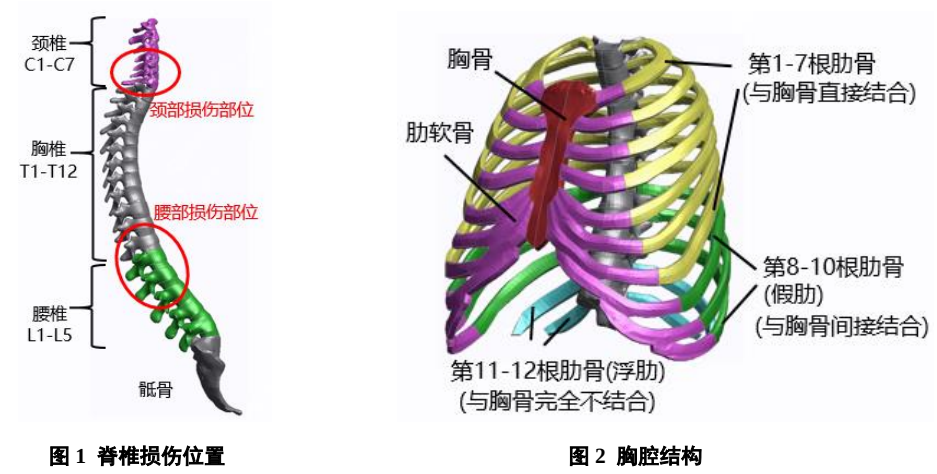


图 1 脊椎损伤位置

图 2 胸腔结构

Figure 1. Location of Spinal Injury

Figure 2. Thoracic structure

Table 5. Head, neck, and chest injuries in the THUMS human model

表 5 THUMS 人体模型头颈胸伤害

THUMS	人体模型运动		头部		颈部	胸部			
角度	勒脖子	下潜	颅内应力	颅内压力	椎间盘	胸骨-T4	胸骨-T8	肋骨应变	胸(腰)椎间盘
评价指标	是/否	是/否	15-20kPa	173-235kPa	10.9MPa	10.9MPa	10.9MPa	1.70%	10.9MPa
30°	否	否	7.85	151	35.6	31.96	24.99	20.12%	35.3
45°	是	否	5.5	161	36.3	29.71	20.25	20.47%	42.5
60°	是	是	7.95	145	38.4	32.8	未压缩	24.30%	46.5

Table 6. THUMS Schedule and Injuries

表 6 THUMS 附表和伤害

THUMS	人体模型运动		腹部			大腿
角度	勒脖子	下潜	肺部应变	心脏应变	肝脏应变	膝滑移
评价指标	是/否	是/否	30%			15mm
30°	否	否	38.10%	10.10%	29.70%	26.7
45°	是	否	47.10%	11.80%	88.90%	28.9
60°	是	是	29.90%	15%	61.40%	46.2

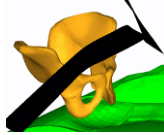
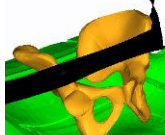
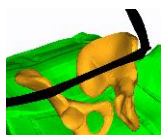
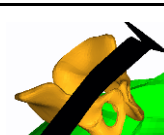
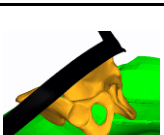
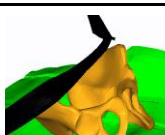
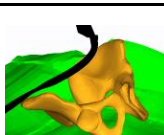
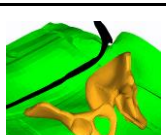
3.3 骨盆运动分析

如表 7 所示, 0-70ms, 不同靠背角下的 THUMS 骨盆 X 向运动基本一致; 骨盆 X 向最大位移分别为 248mm, 266mm, 321mm, 靠背角越大, 骨盆 X 向位移的增量也越大, 下潜风险越高。

不同靠背角状态下, THUMS 骨盆 Z 向最大位移均在 58mm 左右, 无明显差异。

Table 7. Comparison of Pelvic Motions

表 7 骨盆运动对比

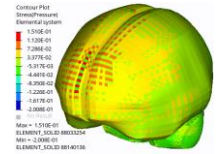
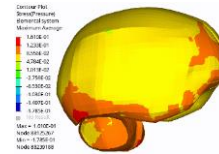
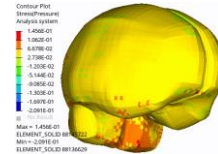
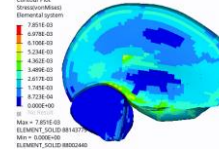
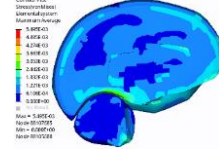
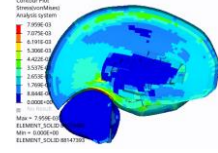
靠背角	0ms	50ms	60ms	70ms	90ms
30°					
45°					
60°					

3.4 头部损伤分析

如表 8 所示，不同靠背角下，THUMS 头部损伤均在耐受限值以内，无受伤风险。

Table 8. THUMS Intracranial Pressure

表 8 THUMS 颅内压力

耐受限度 \ 靠背角	30°	45°	60°
颅内压力 15-20kPa ^[2]	151kPa 	161kPa 	145kPa 
颅内等效应力 173-235kPa ^{[1][9]}	7.85kPa 	5.5kPa 	7.95kPa 

3.5 脊椎损伤分析

如图 1 和表 9 所示，当骨盆运动到最大位移时，上躯干部分绕腰带区域（对应腰椎 T11-L3 区域）旋转，导致 T11-L3 段的损伤较大；

当上躯干受安全带肩带作用运动至最大位移后，头部由于惯性作用继续向前运动，导致颈部 C4-T1 阶段损伤较大。

Table 9. Spinal injuries at different backrest angles

表 9 不同靠背角度脊椎损伤

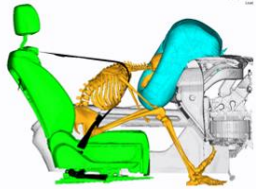
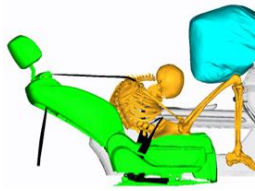
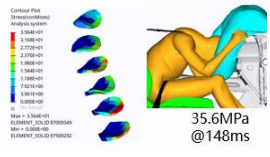
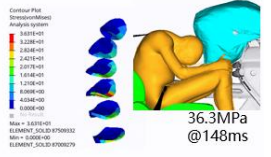
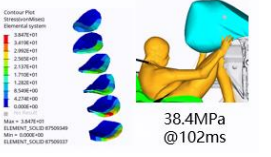
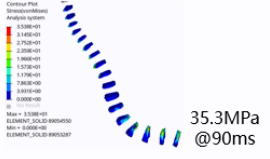
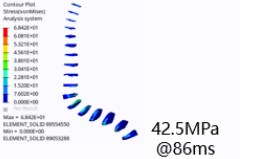
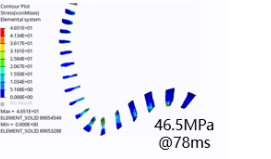
靠背角度	30°	45°	60°
整体运动			
脊椎变形			

Table 10. Forces on cervical and lumbar vertebrae at different backrest angles

表 10 不同靠背角度颈椎和腰椎受力

靠背角	30°	45°	60°
颈部椎间盘应力	 35.6MPa @148ms	 36.3MPa @148ms	 38.4MPa @102ms
腰部椎间盘应力	 35.3MPa @90ms	 42.5MPa @86ms	 46.5MPa @78ms

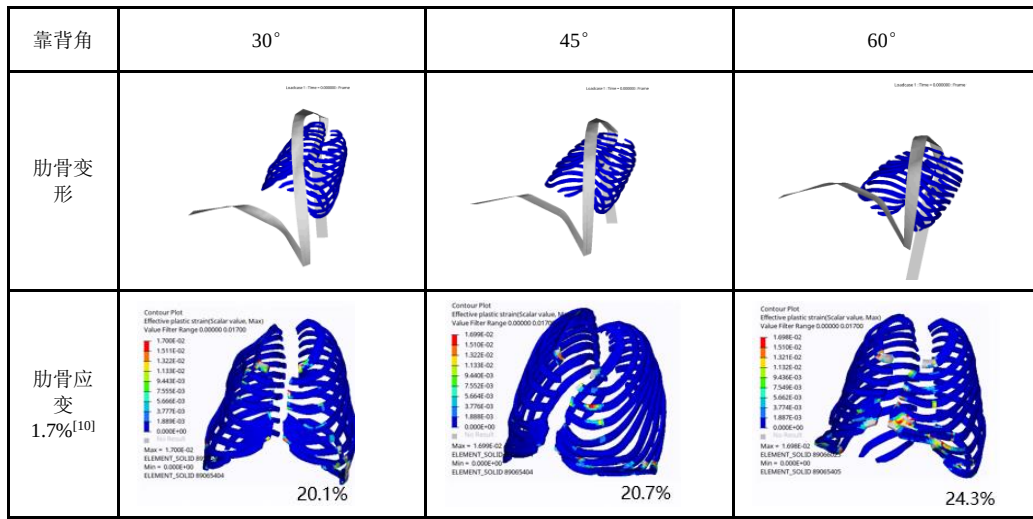
如表 10 所示，由于肩带对躯干的约束，头部向右前方运动，颈部椎间盘最大应力集中在 C4-T1 段的右前区域，且最大应力有随靠背角增大而增加的趋势；随着靠背角度的增大，骨盆前移量增大，上躯干前倾时绕腰椎部位旋转，导致腰椎间盘的最大应力集中在 T11-L4 区域，且当靠背角越大时，腰椎部位受力时刻会越提前。

3.6 肋骨损伤分析

如图 2 和表 11 所示，由于肩带主要作用于胸骨上区域，且躯干明显前倾，各个工况下的胸部左右第 1 根肋骨损伤风险均较高；30° 靠背角时，安全带对第 7-10 根肋骨挤压严重，骨折风险较大；45° 靠背角时，安全带肩带上移，对第 3 根肋骨挤压较严重，同时躯干前倾时也导致第 9-10 根肋骨有较大骨折风险；60° 靠背角时，发生下潜现象，安全带腰带滑至胸部下肋骨处，同时躯干前倾共同挤压，导致第 9-10 根肋骨骨折风险较大。

Table 11. Forces on Ribs at Different Backrest Angles

表 11 不同靠背角度肋骨受力

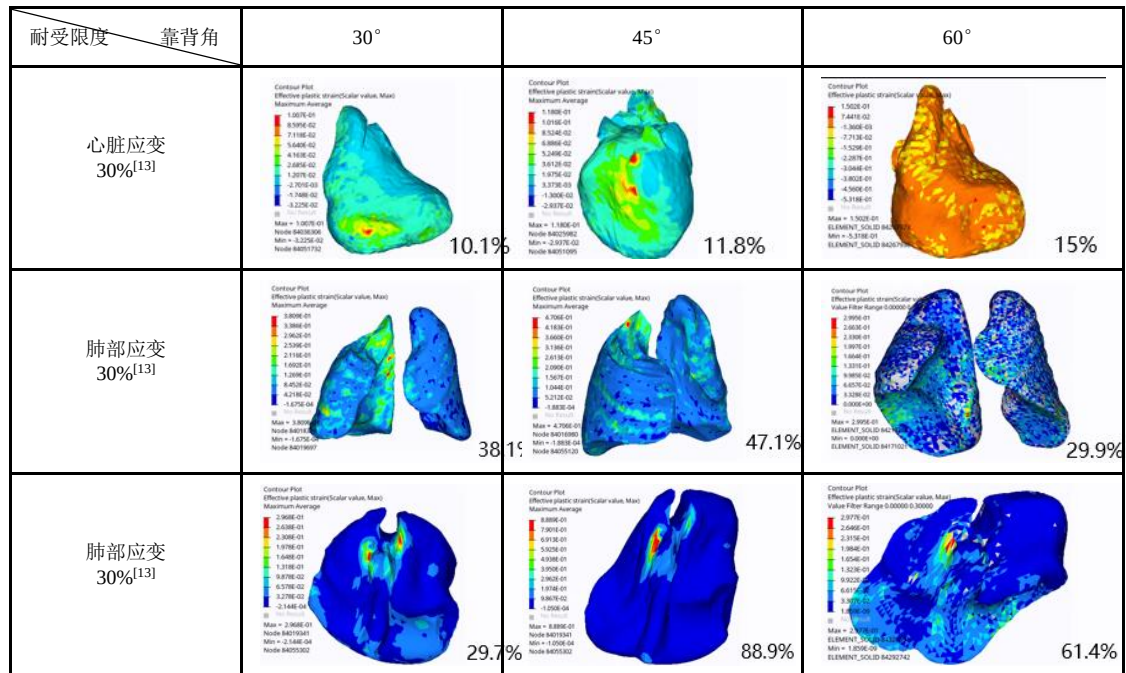


3.7 胸腔损伤分析

如表 12 所示,心脏与肺部应变均较小,且最大应变区域所占比例较小,损伤风险较低;肝脏背部包围下腔静脉,碰撞过程中相互挤压,肝脏存在一定的损伤风险;由于肋骨骨折风险较高,骨折后易与软组织发生二次损伤,如肺挫伤等。

Table 12. Cardiopulmonary Forces at Different Backrest Angles

表 12 不同靠背角度心肺受力

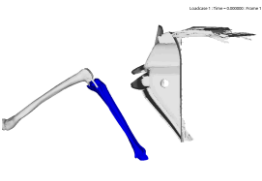
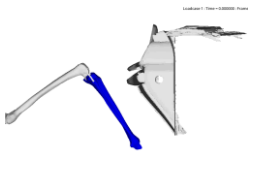
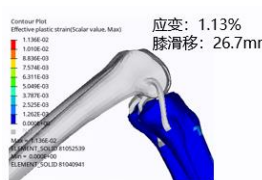
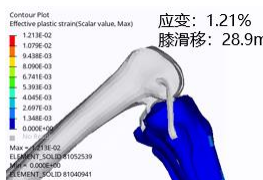
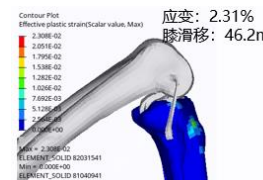
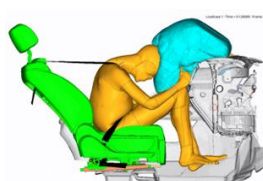


3.8 小腿损伤分析

如表 13 所示，由于坐垫抬高，角度为 21° ，THUMS 人体模型膝盖及小腿部分相应抬高，碰撞过程中，膝部不能直接受力，小腿先撞击仪表板，导致膝盖滑移均较大； 60° 靠背角下，THUMS 发生下潜，小腿与仪表板撞击更严重，小腿胫骨应变达到 2.31%，存在骨折风险，膝滑移达到 46.2mm^[12]，远大于 30° 及 45° 靠背角时的膝滑移。

Table 13. Stress on calves at different backrest angles

表 13 不同靠背角度小腿受力

靠背角	30°	45°	60°
小腿运动			
小腿胫骨应变及膝滑移 ^[11]	 应变: 1.13% 膝滑移: 26.7mm	 应变: 1.21% 膝滑移: 28.9mm	 应变: 2.31% 膝滑移: 46.2mm
小腿运动			

4 结论

零重力座椅下 THUMS 损伤总结：

- ① 人体模型运动：靠背角 30° 时，普通约束系统仍能提供一定的保护；靠背角大于 45° 时，存在较大的下潜及勒脖子风险；
- ② 头部：大靠背角状态下，THUMS 人体模型头部无明显损伤风险；
- ③ 脊椎：大靠背角状态下，THUMS 人体模型颈部 C4-T1 段、腰椎 T11-L4 段椎间盘应力较大，颈部与腰椎部位存在较大损伤风险；
- ④ 胸腹部：THUMS 人体模型胸部第 1, 3, 7-10 根肋骨骨折风险较大，且易导致胸腹部软组织存在二次损伤风险；
- ⑤ 腿部：由于坐盆抬高，THUMS 人体模型小腿与仪表板撞击严重，膝部滑移量均明显增大，且 60° 靠背角时，小腿胫骨存在骨折风险。

零重力座椅下乘员保护优化：

- ① 座椅快速回位，使乘员尽可能保持标准坐姿；
- ② 增加坐垫气囊，抑制骨盆前向位移；
- ③ 采用新型气囊（安全带气囊、环抱式气囊等），减小颈部屈曲程度。

参考文献 (References)

- [1] WILLINGER R, BAUMGARTBER D, CHINN B, et al. Head tolerance limits derived from numerical replication of real world accidents[C] // Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference. International Research Council on Biomechanics of Injury, 2000, 28: 209-221.
- [2] Ward C C, Chan M, Nahum A M. Intracranial pressure-A brain injury criterion [R]. SAE Tech Paper, 801304, 1980.
- [3] Peng Y., Deck, C. and R. Willinger. *Modeling and validation of windscreen laminated glass behavior during fracture*. in *the 9th INFATS*. 2011. Changsha, China.
- [4] MENG Xiangping GAO Yan. Electric systems analysis [M]. Beijing: Higher Education Press, 2004. 3-21.
- [5] Yang, J.K., Xu, W., Otte, D. (2008). *Brain Injury Biomechanics in Real World Vehicle Accident Using Mathematical Models*. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 21(4), 81-86.
- [6] Zhang, L., K. Yang, and A. King, *A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury*. Journal of Biomechanical Engineering, 2004. 126(2): p. 226-236.
- [7] Yao, J.F., J.K. Yang, and D. Otte, *Investigation of head injuries by reconstructions of real-world vehicle-versus-adult-pedestrian accidents*. Safety Science, 2007. 46(7): p. 1103-1114.
- [8] Deck, C. and R. Willinger, *Improved head injury criteria based on head FE model*. Int. J. Crashworthiness 2008. 13(6): p. 667-678.
- [9] 冯成建. 基于典型交通事故的颅脑损伤力学机制研究[D]. 第三军医大学, 2013.
- [10] 崔家仲, 谭宗柒, 张建国. 骨的力学特性[J]. 中医正骨, 2004,16(6):16-17.
- [11] McCalden R W, McGeough J A, Barker M B, et al. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone [J]. J Bone and Joint Surgery, 1993, 75(8): 1193-1205.
- [12] Abe H, Hayashi K, Sato M. Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues and Organs [M]. Tokyo: Springer-Verlag Tokyo, 1996: 216-282.
- [13] Ruan J, Jawahrl EI, et al. Prediction and Analysis of Human Thoracic Impact Responses and Injuries in Cadaver Impacts Using a Full Human Body Finite Element Model[C]. Texas: Stapp Car Crash Journal, 2003: 299-321.