

文章编号:1004-7220(2022)01-0091-07

# 具有详实解剖学结构的国人第5百分位女性 胸腹部有限元模型开发及验证

李海岩<sup>1</sup>, 孙孝海<sup>1</sup>, 贺丽娟<sup>1</sup>, 冉令华<sup>2</sup>, 吕文乐<sup>1</sup>, 崔世海<sup>1</sup>, 阮世捷<sup>1</sup>

(1. 天津科技大学 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222; 2. 中国标准化研究院, 北京 100191)

**摘要:**目的 预测与评估汽车碰撞中小身材女性胸腹部的生物力学响应及损伤机制。方法 基于国人第5百分位女性志愿者CT图像,提取精确的胸腹部几何轮廓,借助相关软件构建具有详实解剖学结构的国人第5百分位女性胸腹部有限元模型,并重构3组胸腹部尸体实验,即胸部正面撞锤冲击实验、腹部正面棒击实验和胸腹部侧面撞锤冲击实验,对模型进行有效性验证。结果 仿真实验所得接触力-变形量曲线及胸腹部组织器官损伤生物力学响应与尸体实验结果吻合,验证了模型的有效性。结论 该模型可用于小身材女性胸腹部损伤机制的研究,也能应用于小身材女性乘员约束系统的研发及司法鉴定案例分析,并为开发中国体征第5百分位女性整人有限元模型奠定基础。

**关键词:**国人第5百分位女性;胸腹部;损伤机制;生物力学响应

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.014

## Development and Validation for Thoracic-Abdominal Finite Element Model of Chinese 5<sup>th</sup> Percentile Female with Detailed Anatomical Structure

LI Haiyan<sup>1</sup>, SUN Xiaohai<sup>1</sup>, HE Lijuan<sup>1</sup>, RAN Linghua<sup>2</sup>, LÜ Wenle<sup>1</sup>, CUI Shihai<sup>1</sup>, RUAN Shijie<sup>1</sup>

(1. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. China National Institute of Standardization, Beijing 100191, China)

**Abstract; Objective** To predict and assess biomechanical responses and injury mechanisms of the thorax and abdomen for small-sized females in vehicle collisions. **Methods** The accurate geometric model of the thorax and abdomen was constructed based on CT images of Chinese 5<sup>th</sup> percentile female volunteers. A thoracic-abdominal finite element model of Chinese 5<sup>th</sup> percentile female with detailed anatomical structure was developed by using the corresponding software. The model was validated by reconstructing three groups of cadaver experiments (namely, test of blunt anteroposterior impact on the thorax, test of bar anteroposterior impact on the abdomen, test of blunt lateral impact on the chest and abdomen). **Results** The force-deformation curves and injury biomechanical responses of the organs from the simulations were consistent with the cadaver experiment results, which validated effectiveness of the model. **Conclusions** The model can be used for studying injury mechanisms of the thorax and abdomen for small-sized female, as well as developing small-sized occupant restraint systems and analyzing the forensic cases, which lays foundation for developing the whole body finite element model of Chinese 5<sup>th</sup> percentile female.

**Key words:** Chinese 5<sup>th</sup> percentile female; thorax and abdomen; injury mechanism; biomechanical response

收稿日期:2021-01-07; 修回日期:2021-03-16

基金项目:国家重点研发计划(2018YFC0807203),国家自然科学基金项目(81371360,81471274)

通信作者:贺丽娟,副教授, E-mail: helijuan@tust.edu.cn

世界卫生组织报告显示,全球道路交通死亡人数每年高达135万人,道路交通事故已经成为全球最主要的死亡因素<sup>[1]</sup>。女性是道路交通中的弱势群体,中国女性人群每年因交通事故约死亡6万人,同类事故中女性的死亡风险较男性高,且小身材女性受到严重伤害的概率更高<sup>[2]</sup>。其中,胸腹部损伤致死或严重损伤的发生率高达45%,仅次于头部损伤<sup>[3]</sup>。因此,对交通事故中小身材女性胸腹部安全保护的研究尤为必要。

在汽车碰撞安全领域,以第5百分位女性作为小身材女性的代表。目前关于第5百分位女性胸腹部损伤生物力学的研究,通常采用3种典型方法,分别为尸体实验、假人模型和有限元模型。尸体实验是研究碰撞损伤机制和组织耐受极限的重要方法,但由于尸体样本获取及伦理等问题,使得实验开展困难,在公开文献中可查到的胸腹部尸体实验较少。在文献[4-7]中报道的尸体实验,部分样本选取了小身材女性尸体,并探究其胸腹部生物力学响应,这些尸体实验是验证第5百分位女性胸腹部有限元模型有效性的重要依据。假人模型中目前应用最广泛的是混Ⅲ系列假人,其针对小身材女性开发了第5百分位女性假人,但假人模型实验成本高且破坏性大,仿生可靠性不够,无法预测人体内部的具体损伤情况<sup>[8]</sup>。因此,开发具有真实解剖学结构的胸腹部有限元模型成为探究胸腹部损伤机制的有效方法。经过有效性验证的模型具有较高的生物仿真度,能够直观反映人体各部分器官损伤情况,且不受碰撞形式的限制。

目前,国外已经开发了数个版本的第5百分位女性有限元模型。丰田汽车和丰田中央研究所于2011年为THUMS 4.0追加了小身材女性;2014年,奔驰戴姆勒研发中心与印度研发中心通过对THUMS 3.0中第50百分位男性有限元模型的胸部、肩部和骨盆进行修改,得到名为THUMSD-F5的第5百分位女性有限元模型<sup>[9]</sup>;Davis等<sup>[10]</sup>在2016年为全球人体模型联盟(global human body model consortium, GHBM)补充了第5百分位女性坐姿有限元模型,但这些人体模型是针对欧美第5百分位女性开发。杨洁<sup>[11]</sup>研究表明,东西方第5百分位女性人体测量尺寸存在明显差异,会导致在碰撞过程中产生不同的损伤情况;该研究团队通过对THUMSD-

F05进行缩放,得到东方第5百分女性有限元模型,但该模型并不能反映其真实的生理结构和特征。目前,基于中国人体特征的第5百分女性胸腹部有限元模型开发仍然空白。

本文依据国人第5百分位女性志愿者CT图像,构建符合中国人体特征的第5百分位女性胸腹部有限元模型,并重构尸体实验,验证模型有效性。

## 1 材料与方法

### 1.1 模型开发

依据中国标准化研究院最新测量统计数据,并按照身高百分位分布,选取第5百分位女性志愿者,身高152 cm,坐高83 cm,利用CT扫描仪以层厚1 mm沿人体横断面进行扫描,获取CT影像数据。天津科技大学现代汽车安全技术国际联合研究中心建立了一套从CT医学影像提取几何数据,开发高生物仿真度人体有限元模型的技术和流程。本文依据该完整技术和流程,构建国人第5百分位女性胸腹部有限元模型,具体步骤如下:选用医学影像软件Mimics 20.0提取初步的胸腹部几何模型[见图1(a)],再导入逆向工程软件Geomagic 12.0进行光滑平顺、曲面片划分,并生成NURBS曲面,获取精确的胸腹部几何轮廓[见图1(b)],综合运用Truegrid及HyperMesh 14.0进行网格划分,经过模型整合及网格质量检查与调整,得到第5百分位女性胸腹部有限元模型[见图1(c)]。最终模型所有单元雅可比系数都大于0.25,翘曲度小于50°,扭曲度小于60°,长宽比小于8,具有较高的网格质量,可保证后续仿真计算得出精确的结果。

由于志愿者平躺在CT扫描床上,导致背部肌肉及相关组织受到挤压,脊椎也不符合正常的生理曲度,故在模型开发过程中需要依据真实解剖学结构对胸腹部生理姿态进行校正,即划分曲面片后,在HyperMesh软件中首先调整脊椎的生理曲度[见图1(d)],之后对相关联的骨骼及内脏进行微调,从而实现对骨骼与内脏的校正;划分网格后,在HyperMesh中通过对网格进行区域变形使肌肉恢复饱满程度,实现对肌肉的校正,从而使所开发的第5百分位女性胸腹部有限元模型具有较高的生物仿真度。

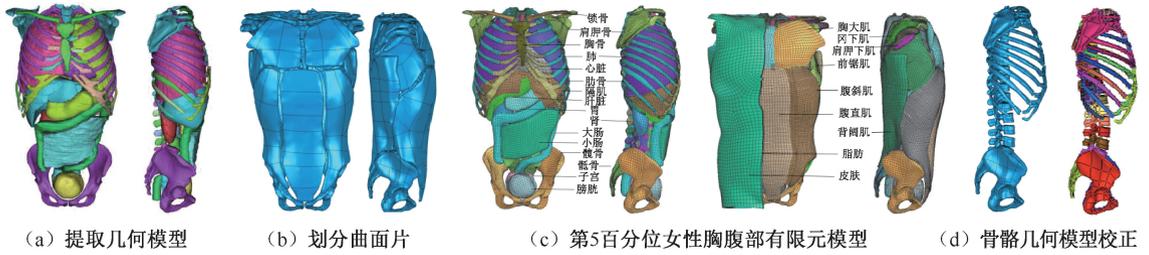


图 1 第 5 百分位女性胸腹部有限元模型开发流程

Fig.1 Developing process of the 5<sup>th</sup> percentile female thoracic-abdominal finite element model (a) Extracting geometric model, (b) Partitioned surface slice, (c) The 5<sup>th</sup> female thoracic-abdominal finite element model, (d) Bone geometric model correction

所开发模型包括胸腹部所有骨骼、内脏 各组织结构采用单元类型和材料属性如表 1 组织、肌肉组织、脂肪和皮肤等组织结构。 所示。

表 1 第 5 百分位女性胸腹部材料参数

Tab.1 Material parameters of the 5<sup>th</sup> percentile female thorax and abdomen

组织结构	单元类型	材料类型	密度/ ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )	弹性模 量/MPa	泊松比	屈服应 力/MPa	体积模 量/MPa	短效剪切 模量/MPa	长效剪切 模量/kPa
肋骨密质骨	四边形壳单元	弹性	2 000	12 000	0.30	77.05	—	—	—
肋骨松质骨	六面体单元	弹性	1 000	40	0.45	1.8	—	—	—
胸骨密质骨	四边形壳单元	弹性	2 000	12 000	0.30	77.05	—	—	—
胸骨松质骨	六面体单元	弹性	1 000	40	0.45	1.8	—	—	—
肋软骨	六面体单元	弹性	1 000	49	0.40	4.9	—	—	—
胸椎/腰椎密质骨	四边形壳单元	弹性	1 830	11 000	0.30	88	—	—	—
胸椎/腰椎松质骨	六面体单元	弹性	1 000	550	0.20	2.2	—	—	—
前纵韧带	四边形膜单元	弹性	1 100	20	0.40	—	—	—	—
后纵韧带	四边形膜单元	弹性	1 100	20	0.40	—	—	—	—
棘上韧带	四边形膜单元	弹性	1 100	15	0.40	—	—	—	—
棘间韧带	四边形膜单元	弹性	1 100	11.6	0.40	—	—	—	—
横突间韧带	四边形膜单元	弹性	1 100	58.7	0.40	—	—	—	—
黄韧带	四边形膜单元	弹性	1 100	19.5	0.40	—	—	—	—
膈肌	四边形壳单元	弹性	1 200	16.7	0.45	—	—	—	—
纤维环	六面体单元	弹性	1 000	4.2	0.45	—	—	—	—
终板	六面体单元	弹性	1 200	25	0.40	—	—	—	—
食管	四边形壳单元	弹性	1 200	3	0.40	—	—	—	—
气管	四边形壳单元	弹性	1 200	16.7	0.40	—	—	—	—
血管	四边形壳单元	弹性	1 200	20	0.40	—	—	—	—
皮肤	四边形壳单元	弹性	1 000	31.5	0.45	—	—	—	—
肌肉	六面体单元	黏弹性	1 100	—	—	—	1.33	0.14	40
肋间肌	六面体单元	黏弹性	1 100	—	—	—	3.10	0.35	40
髓核	六面体单元	黏弹性	1 040	—	—	—	2 255	0.2	18 000
肺	六面体单元	黏弹性	600	—	—	—	0.22	0.02	75
心脏	六面体单元	黏弹性	1 000	—	—	—	2.60	0.44	150
脾脏/肝脏/肾脏	六面体单元	黏弹性	1 100	—	—	—	2.80	0.23	44
大肠/小肠/胃	六面体单元	黏弹性	1 150	—	—	—	0.15	0.015	5
胆囊/膀胱/子宫	六面体单元	黏弹性	1 150	—	—	—	0.15	0.015	5
脂肪	六面体单元	黏弹性	1 100	—	—	—	0.25	0.115	86

依据现有人体生物力学研究相关文献[3, 12-18],在 Pam-Crash 软件中为模型赋予材料属性。以共节点和设置单面接触方式对胸腹部各组织进行连接。模型总质量 27.24 kg,由 135 个部件组成,共有 355 537 个节点,254 745 个实体单元,188 815 个壳单元。

## 1.2 模型验证

应用开发的第 5 百分位女性胸腹部有限元模型,重构经典的胸腹部尸体实验,即胸部正面撞锤冲击实验、腹部正面棒击实验和胸腹部侧面撞锤冲击实验。仿真实验均在 Pam-Crash 软件中进行。为使模型验证更具准确性,选择尸体实验中小身材女性尸体样本的加载条件及实验结果。尸体样本的确定如下:本模型身高 152 cm,将身高误差定为  $\pm 5\%$ ,即 144.4~159.6 cm,若尸体样本的身高在其范围内,在某种程度上可以认为重构此尸体样本的实验是模型验证的最优选择。另外,为增加模型仿真度,在第 1 胸椎增加 5 kg 质量点代表头颈部。最后,将所得仿真结果与相应尸体实验数据进行比较,进而验证模型的有效性。

**1.2.1 胸部正面撞锤冲击实验验证** Kroell 等<sup>[4-5]</sup>利用 38 例成人尸体样本进行正面胸部撞锤冲击实验,其中有 8 例采用女性尸体。可用于模型验证的仅有 1 例,其身高为 156 cm,实验编号为 30FF。参

照该尸体实验,构建直径 15.24 cm、质量 1.59 kg 的刚性圆柱体模拟撞锤,撞击速度为 13.23 m/s,撞击位置为撞锤轴线指向胸骨中心线约第 4 肋骨位置处,撞锤与皮肤的接触类型为面-面接触[见图 2(a)]。

**1.2.2 腹部正面棒击实验验证** Cavanaugh 等<sup>[6]</sup>利用 12 例成人尸体样本进行正面腹部细长棒冲击实验,其中有 4 例采用女性尸体。符合模型验证的仅有 1 例,其身高为 159 cm,实验编号为 19。与尸体实验保持一致,仿真实验构建直径 25 mm、长 381 mm、质量 31.24 kg 的刚性圆柱体模拟细长棒,撞击位置设置中细长棒轴线与体宽方向平行,撞击中心位于第 3 腰椎水平对应的下腹部,撞击速度为 5 m/s,细长棒与皮肤的接触类型为面-面接触[见图 2(b)]。

**1.2.3 胸腹部侧面撞锤冲击实验验证** Vaino 等<sup>[7]</sup>利用 14 例成人尸体样本进行 44 次侧面撞锤冲击实验,实验中双臂保持直立,并将样本旋转 30°,探究胸腹部对侧面碰撞的响应,其中 3 例采用女性尸体。符合模型验证的仅有 1 例,其身高为 157 cm,尸体标号为 008。参照尸体实验设置直径 15 cm、质量 23.4 kg 的撞锤以 9.7 m/s 进行侧面碰撞,撞击位置为撞锤中心位于胸骨剑突处,撞锤与皮肤的接触类型为面-面接触[见图 2(c)]。



(a) 胸部正面撞锤冲击实验 (b) 腹部正面棒击实验 (c) 胸腹部侧面撞锤冲击实验

图 2 胸腹部验证实验设计

Fig.2 Design on the validation test of thoracic-abdominal finite element model (a) Test of blunt anteroposterior impact on the thorax, (b) Test of bar anteroposterior impact on the abdomen, (c) Test of blunt lateral impact on the chest and the abdomen

## 2 结果与讨论

### 2.1 胸腹部接触力-变形量分析

3 组模型验证实验得到的胸腹部接触力-变形量曲线如图 3 所示,胸腹部最大接触力与最大变形量见表 2。验证实验所得的接触力-变形量曲线

的变化趋势与尸体实验曲线趋势较好地保持一致。最大接触力和最大变形量相关在 5%~10% 之间,从接触力与变形量的仿真结果可见,所开发的国人第 5 百分位女性有限元模型具有较高的生物仿真度。腹部正面棒击实验中最大腹部压缩比(腹部压缩量与腹部原始宽度的比值)为 60.3%,

而尸体实验的最大压缩比区间为 49.5%~67%;胸腹部侧面撞锤冲击实验中得到的最大胸部压缩比(即沿冲击方向用压缩量除以初始躯干厚度)为

44.7%,而尸体实验的最大胸部压缩比区间为 40.4%~48.8%,这也证明了所开发模型的有效性。

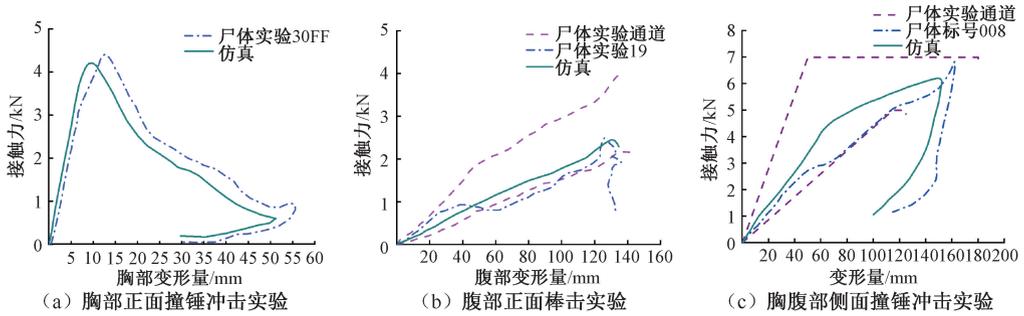


图3 验证实验与尸体实验接触力-变形量曲线

Fig.3 Contact force-deformation curve in validation and cadaver test (a) Test of anteroposterior blunt loading on the thorax, (b) Test of anteroposterior bar impact on the abdomen, (c) Test of blunt lateral impact on the chest and abdomen

表2 胸腹部最大接触力与最大变形量

Tab.2 Maximum contact force and deformation of the thorax and abdomen

模型	胸部正面撞锤冲击实验		腹部正面棒击实验		胸腹部侧面撞锤冲击实验	
	最大接触力/kN	最大变形量/mm	最大接触力/kN	最大变形量/mm	最大接触力/kN	最大变形量/mm
尸体实验	4.57	55.9	2.59	133.5	6.87	161
验证实验	4.21	51.2	2.46	135.6	6.21	152
相差/%	8	9	6	5	10	6

## 2.2 肋骨和胸腹部内脏器官损伤分析

在胸部正面撞锤冲击验证实验中,肋骨密质骨最大塑性应变远远小于文献[19]提出的成人肋骨密质骨极限应变范围(2.4%~3.0%),故肋骨没有出现骨折,这与尸体实验(实验编号30FF)结果一致[见图4(a)]。验证实验中测得左肺与右肺的最大第1主应变分别为32.19%和34.47%,心脏的最

大第1主应变14.17%[见图4(b)~(d)]。Gayzik等<sup>[20]</sup>提出,肺部损伤第1主应变损伤阈值约为28.4%;Shigeta等<sup>[21]</sup>指出,心脏的第1主应变超过30%会发生挫伤。因此,本文推测,仿真中肺产生了损伤,而心脏没有受到损伤。尽管尸体实验(实验编号30FF)中没有关于肺和心脏是否损伤的报告,但仿真结果对该尸体实验结果进行了很好的补充。

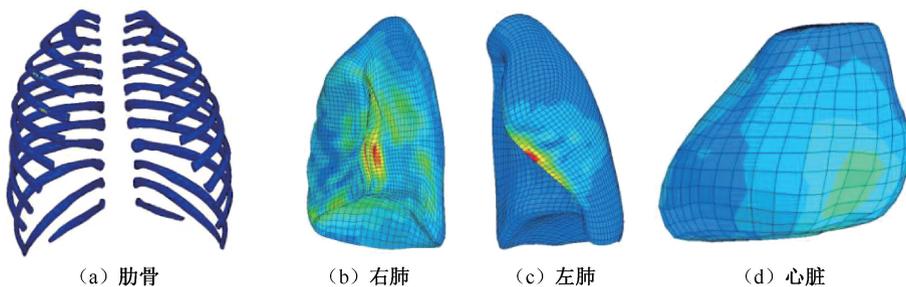


图4 胸部正面撞锤冲击验证实验中肋骨最大塑性应变与内脏器官最大第1主应变云图

Fig.4 Contours of the maximum plastic strain of ribs and the maximum first principal strain of viscera organs in validation test of blunt anteroposterior impact on the thorax (a) Rib, (b) Right lung, (c) Left lung, (d) Heart

在腹部正面棒击验证实验中,观测到腹部内脏器官的最大第1主应变分布(见图5)。Yamada等<sup>[22]</sup>研究发现,肠的损伤应变为120%;Melvin等<sup>[23]</sup>通过对猕猴肝脏进行载荷加载实验,获得肝脏损伤的应变阈值为30%。本文将大小肠和肝脏损伤的最大第1主应变分别定义为120%和30%,肾脏和脾脏极限应变也定义为30%。根据上述定义

判断腹部内脏器官未超过相应的损伤阈值,在尸体实验(实验编号19)中对腹部内脏进行检测,并未发现内脏损伤,仿真实验结果与尸体实验结果一致。另外,肝脏、脾脏和肾脏的最大第1主应变远小于大肠和小肠,推测原因如下:大小肠是空腔内脏器官,肝脏、脾脏和肾脏属于实体内脏器官,空腔脏器与实体脏器相比抵抗变形能力弱。

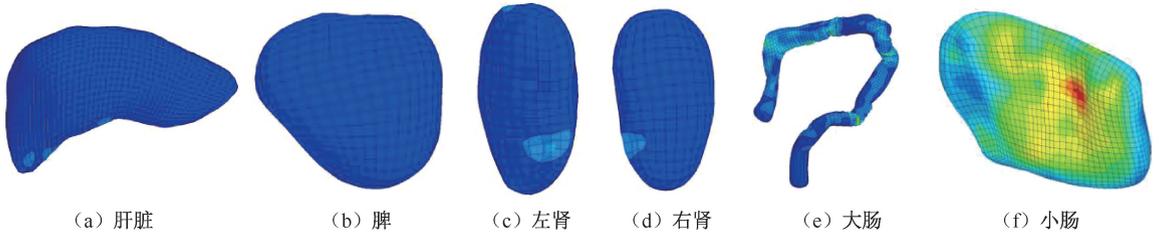


图5 腹部正面棒击验证实验中内脏器官最大第1主应变云图

Fig.5 Contours of the maximum first principal strain of abdominal viscera in validation test of bar anteroposterior impact on the abdomen (a) Liver, (b) Spleen, (c) Left kidney, (d) Right kidney, (e) Large intestine, (f) Small intestine

在胸腹部侧面撞锤冲击验证实验中,定义肋骨密质骨失效应变为2.7%。由图6(a)可见,肋骨密质骨最大塑性应变已经达到失效应变,多个肋骨出现单元缺失即肋骨多处发生骨折,这与尸体实验(尸体标号008)结果一致。由图6(b)~(e)

可见,左肺、右肺、心脏和肝脏的最大第1主应变分别为47.6%、63.22%、38.73%、68.71%,都超出相应的损伤阈值(即发生损伤),这与尸体实验结果一致。因此,本文所开发模型具有较高的生物仿真度。

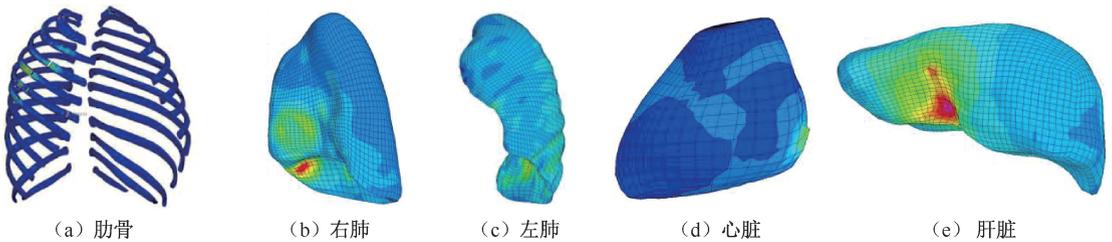


图6 胸腹部侧面撞锤冲击验证实验中肋骨最大塑性应变与内脏器官最大第1主应变云图

Fig.6 Contours of the maximum plastic strain of ribs and the maximum first principal strain of visceral organs in validation test of blunt lateral impact on the thorax and abdomen (a) Rib, (b) Right lung, (c) Left lung, (d) Heart, (e) Liver

### 3 结论

本文参照最新国人体征测量统计得到的第5百分位女性身高,获取志愿者CT数据,开发了具有详实解剖学结构的第5百分位女性胸腹部有限元模型,并重构经典胸腹部尸体实验,通过对同一模型施加3组不同的力学加载条件,验证模型有效性。仿真中得到接触力-变形量曲线与尸体实验结果吻合,内脏器官的生物力学参数评价与尸体实验一致,故本文所开发模型具有较高的生物仿真

度。该模型可用于汽车碰撞安全中小身材女性胸腹部损伤机制的研究,能够为汽车主被动安全一体化研究和安全防护装置的设计提供仿真计算基础数据,也可以用于临床医学胸腹部损伤和司法鉴定案例的仿真研究。该模型为中国体征第5百分位女性整人有限元模型开发奠定基础。

### 参考文献:

[1] WHO. Road traffic injuries [EB/OL]. <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/road-traffic-injuries>.

- [ 2 ] 唐友名, 颜凌波, 罗骞, 等. 正面碰撞中小身材女性驾乘人员损伤防护研究[J]. 汽车工程, 2016, 38(12): 1452-1458.
- [ 3 ] 蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清, 等. 基于汽车碰撞损伤的人体胸腹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 ] KROELL CK, SCHNEIDER DC, NAHUM AM. Impact tolerance and response of the human thorax [ C ]// Proceedings of 15<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE International, 1971.
- [ 5 ] KROELL CK, SCHNEIDER DC, NAHUM AM. Impact tolerance and response of the human thorax II [ C ]// Proceedings of 18<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. Coronado: SAE International, 1974: 383-457.
- [ 6 ] CAVANAUGH JM, NYQUIST GW, GOLDBERG SJ, *et al.* Lower abdominal tolerance and response [ C ]// Proceedings of 30<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE International, 1986: 41-63.
- [ 7 ] VIANO DC, LAU IV, ASBURY C, *et al.* Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact [J]. Accid Anal Prev, 1989, 21(6): 553-574.
- [ 8 ] 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.
- [ 9 ] GHOSH P. Influence of ribcage shape on thoracic response of anthropometrically correct 5<sup>th</sup> percentile female finite element model [ C ]// Proceedings of LS DYNA Forum. Bamberg: [s,n.], 2014.
- [ 10 ] DAVIS ML, KOYA B, SCHAP JM, *et al.* Development and full body validation of a 5<sup>th</sup> percentile female finite element model [J]. Stapp Car Crash J, 2016, 60: 509-544.
- [ 11 ] 杨洁. 基于 THUMS 的东西方 5 百分位女性碰撞响应差异分析[D]. 北京: 清华大学, 2016.
- [ 12 ] 吕文乐. 6 岁儿童行人胸腹部有限元碰撞损伤研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2016.
- [ 13 ] 王方. 人体胸部有限元建模及其在车辆碰撞中的损伤生物力学研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2014.
- [ 14 ] MCCUBBREY DA, CODY DD, PETERSON EL, *et al.* Static and fatigue failure properties of thoracic and lumbar vertebral bodies and their relation to regional density [J]. J Biomech, 1995, 28(8): 891-899.
- [ 15 ] SHARMA M, LANGRANA NA, RODRIGUEZ J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. spine, 1995, 20: 887-900.
- [ 16 ] WANG HK. Development of a side impact finite element human thoracic model [ D ]. Detroit: Wayne State University, 1995.
- [ 17 ] RUAN J, EL-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 [J]. Stapp Car Crash J, 2003, 47: 299-321.
- [ 18 ] RUAN JS, EL-JAWAHRI R, BARBAT S, *et al.* Biomechanical analysis of human abdominal impact responses and injuries through finite element simulations of a full human body model [J]. Stapp Car Crash J, 2005, 49: 343-366.
- [ 19 ] LV W, RUAN S, LI H, *et al.* Development and validation of a 6-year-old pedestrian thorax and abdomen finite element model and impact injury analysis [J]. Int J Vehicle Safety, 2015, 8(4): 339-356.
- [ 20 ] GAYZIK FS. Development of a finite element based injury metric for pulmonary contusion [D]. North Carolina: Wake Forest University, 2008.
- [ 21 ] SHIGETA K, KITAGAWA Y. Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction [C]//Proceedings of Enhanced Safety of Vehicle Conference. Stuttgart: [s.n.], 2009: 15-18.
- [ 22 ] YAMADA H, EVANS GF. Strength of biological materials [M]. Baltimore: Williams & Wilkins, 1970.
- [ 23 ] MELVIN JW, STALNAKER RL, ROBERTS VL, *et al.* Impact injury mechanisms in abdominal organs [J]. Endocrinology, 1973, 138(12): 5231-5237.