

# 非标准驾驶姿态下安全气囊误爆对驾驶员上肢碰撞损伤的影响因素

崔世海<sup>1,2</sup>, 王啸林<sup>1,2</sup>, 李海岩<sup>1,2</sup>, 贺丽娟<sup>1,2</sup>, 吕文乐<sup>1,2</sup>

1. 天津科技大学机械工程学院, 天津 300457; 2. 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300457

**【摘要】**汽车发生正面碰撞时若安全气囊非正常点爆会对非标准驾驶姿态驾驶员的上肢造成损伤,采用有限元仿真是评估此类损伤的有效方法。本研究建立了具有详细解剖学结构的中国人征95<sup>th</sup>百分位人体上肢生物力学有限元模型,通过重构尸体前臂和安全气囊的碰撞试验,验证所构建上肢-安全气囊碰撞系统有限元模型的有效性。基于所构建的有限元模型,通过改变安全气囊质量速率参数、上肢抓握角度和握力,探究驾驶员上肢在与安全气囊发生正面碰撞中这些因素对上肢损伤的影响。结果表明,安全气囊质量速率参数、上肢抓握角度和握力的变化均会对上肢的损伤情况产生重要影响,在汽车碰撞损伤评估中应对这些因素加以考虑。

**【关键词】**上肢;生物力学;安全气囊点爆;碰撞损伤;有限元分析;损伤评价

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2025)04-0517-08

## Factors affecting the severity of driver's upper extremity injury caused by airbag deployment in nonstandard driving postures

CUI Shihai<sup>1,2</sup>, WANG Xiaolin<sup>1,2</sup>, LI Haiyan<sup>1,2</sup>, HE Lijuan<sup>1,2</sup>, LÜ Wenle<sup>1,2</sup>

1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300457, China; 2. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin 300457, China

**Abstract:** Abnormal deployment of the airbag during a frontal car collision can cause injuries to the upper extremity of drivers with non-standard driving postures. Finite element simulation offers an effective approach for evaluating such injury risks. In this study, a biomechanical finite element model of the upper limb of the 95<sup>th</sup> percentile human body with detailed anatomical structures was developed. The validity of the upper extremity-airbag collision model was confirmed by reconstructing the cadaveric forearm and airbag impact experiments. Based on the validated model, the influence of factors such as airbag mass rate parameters, upper limb grip angle, and grip force on upper limb injuries in frontal collisions was investigated. The results indicate that variations in these three parameters have a significant influence on upper extremity injury, and these factors should be considered in the assessment of upper extremity injuries during car collision.

**Keywords:** upper extremity; biomechanics; airbag deployment; collision injury; finite element analysis; injury assessment

## 前言

随着我国汽车保有量日益增加,交通事故发生的频率逐渐提高,形式也日趋复杂。交通事故统计数据显示,人体各组织结构中头部的损伤概率最大,其次是胸腹部和四肢,其中上肢的损伤概率达到13.5%<sup>[1]</sup>。锁骨、肱骨、尺骨、桡骨等长骨骨折和关节、韧带的软组织挫伤是上肢损伤的主要类型。上肢损伤不会像

头部、胸腹部损伤一样直接危及生命,但是上肢损伤的恢复周期长,会影响伤员的正常驾驶和日常生活<sup>[2]</sup>。因此在汽车碰撞研究中应该充分考虑上肢对人体损伤的影响。

头部和颈部作为人体关键且容易受到损伤的部位,头部和颈部有限元模型建模和应用已得到关注<sup>[3-8]</sup>,上肢有限元模型受到的关注度一直不高。随着损伤生物力学和汽车虚拟测评技术的发展,上肢有限元模型逐渐受到重视。国内外学者通过构建上肢有限元模型进行上肢损伤的研究。骨骼作为人体有限元模型的基础,上肢各骨骼模型首先得到充分开发<sup>[9-13]</sup>,如肩胛骨、锁骨、肱骨等。在人体解剖学结构中,肩关节作为连接上肢和躯干的重要关节,对人体上肢的整体研究有着重要作用,肩关节模型经历了逐

**【收稿日期】**2024-11-27

**【基金项目】**国家重点研发计划(2018YFC0807203-1)

**【作者简介】**崔世海,博士,教授,主要研究方向:损伤生物力学与汽车安全,E-mail: shihaicui@tust.edu.cn

**【通信作者】**李海岩,博士,教授,主要研究方向:损伤生物力学与汽车安全,E-mail: lihaiyan@tust.edu.cn

步深化的开发工作<sup>[14-16]</sup>。在汽车碰撞安全研究中,往往更加关注上肢整体的运动学和生物力学响应,通常使用上肢模型和整人模型进行碰撞损伤研究。Plank等<sup>[17]</sup>最早开发了上肢有限元模型,其模型由肩胛骨、锁骨、肱骨和肩关节软组织组成。申丛<sup>[18]</sup>开发了儿童上肢有限元模型,其模型包括上肢的主要长骨,并且对标尸体试验进行了肱骨动态三点弯曲试验,对上肢模型的有效性进行了验证。刘朝阳<sup>[19]</sup>建立了中国体征95<sup>th</sup>百分位的成年男性上肢有限元模型,在对上肢模型的有效性进行验证之后进行了安全气囊碰撞实验。魏超<sup>[20]</sup>对上肢有限元模型进行了较为全面的验证,并研究了侧面碰撞中车速和接触位置对上肢损伤的影响。在尸体试验方面,Chong等<sup>[21]</sup>探究了汽车发生碰撞后前排乘客上肢损伤情况,发现软组织对上肢损伤有保护作用以及骨折位置集中在肘部区域和锁骨远端。Duma等<sup>[22]</sup>分析了小身材女性在侧面安全气囊碰撞下上肢的损伤情况,发现存在侧气囊展开导致肱骨发生骨折的情况。Hardy等<sup>[23]</sup>对尸体前臂和安全气囊进行了碰撞试验,讨论了安全气囊展开时刻、前臂碰撞速度、手臂与安全气囊模块初始距离、前臂重量等因素对前臂骨折的影响。

现已构建的上肢有限元模型中其解剖学结构需要进一步细化,同时现有工作中仅关注碰撞速度和手臂重量等因素对上肢损伤的影响,而安全气囊参数和上肢姿态对上肢损伤的影响研究尚未见报道。为探究汽车碰撞中安全气囊点爆时上肢损伤情况,本研究开发了具有详细解剖学结构的中國体征95<sup>th</sup>百分位人体上肢有限元模型,并参考Hardy等<sup>[23]</sup>进行的尸体试验对模型的有效性进行验证。进一步,通过改变安全气囊的质量速率参数、上肢抓握角度和握力,探究这些因素对上肢损伤的影响,研究结果可为安全气囊的设计以及驾驶姿态调节提供基础数据和参考。

## 1 具有详细解剖学结构的中國体征95<sup>th</sup>百分

### 位人体上肢模型开发

基于中國体征95<sup>th</sup>百分位男性(身高1.8 m,体质量85 kg)的上肢CT医学影像数据,使用Mimics软件对数据进行3D几何模型重建,通过阈值分割逐层手动提取,构建上肢几何模型,对提取的几何模型进行初步光滑后,导入Geomagic软件中,根据解剖学知识<sup>[24]</sup>,对模型进行修正和曲面片划分,曲面片的质量将决定网格质量的优劣。然后采用Hypermesh软件对上肢划分以六面体为主的网格,最终完成的上肢模型如图1所示。该模型含有20 086个壳单元、40 622个体单元,从解剖学结构上包含了肱骨、尺骨、

桡骨和手骨等骨骼,肘关节和腕关节等关节,以及韧带、肌肉和皮肤等软组织。

## 2 上肢-安全气囊碰撞系统的有效性验证

### 2.1 上肢与安全气囊仿真试验设置

Hardy等<sup>[23]</sup>共进行了19次安全气囊与尸体上肢碰撞试验,其中T19、T20号尸体试验的志愿者为男性,与中國体征95<sup>th</sup>百分位男性(身高1.8 m,体质量85 kg)身高体质量最为接近,因此,本研究分别对标T19、T20号尸体试验搭建了如图2所示的上肢有限元模型与安全气囊的碰撞仿真系统。根据尸体试验设置,上肢与安全气囊初始距离分别为0和25 mm,在肱骨模型的肱骨头上加20 kg的质量点用以模拟人体躯干对上肢的影响,前臂模型手掌向下置于方向盘的正中央上,无初始接触力。定义安全气囊与上肢的摩擦因数为0.3。通过对比尸体试验结果与仿真结果探究上肢仿真模型的有效性。

### 2.2 尸体试验重构仿真结果

图3为上肢与安全气囊初始距离为0和25 mm时的仿真序列图。Hardy等<sup>[23]</sup>提出以桡骨远心端径向速度为上肢与安全气囊碰撞时上肢的损伤评价指标,本研究定义桡骨近心端和桡骨远心端的位置如图4所示。仿真试验中上肢与安全气囊初始距离是0 mm和25 mm时桡骨远心端的速度-时间曲线如图5所示。图5a是上肢与安全气囊初始距离是0 mm时桡骨远心端的速度-时间曲线,其远心端速度增加到峰值,峰值出现时刻是第17.8 ms左右,峰值大小为17.1 m/s,在峰值过后速度逐渐减少。图5b是上肢与安全气囊初始距离是25 mm时桡骨远心端的速度-时间曲线,其远心端速度增加到峰值,峰值出现时刻是第17.4 ms左右,峰值大小为11.3 m/s。相对于上肢与安全气囊初始距离为0 mm时,峰值的数值有所减低。

表1是上肢与安全气囊初始距离是0 mm和25 mm时前臂平均远心端速度与峰值远心端速度。由表1可知,上肢与安全气囊初始距离为0 mm时,与尸体试验相比,仿真中桡骨平均远心端速度相差2.4%,峰值远心端速度相差0.6%;上肢与安全气囊初始距离为25 mm时,与尸体试验相比,仿真中桡骨平均远心端速度相差11.7%,峰值远心端速度相差0.9%。

图6为上肢与安全气囊初始距离为0 mm和25 mm时上肢各骨骼应力分布云图,可以看出,在上肢与安全气囊初始距离为0 mm时,达到尺骨屈服应力极限100 MPa时,发生尺骨骨折断裂,其他各上肢骨未出现断裂。在上肢与安全气囊初始距离为

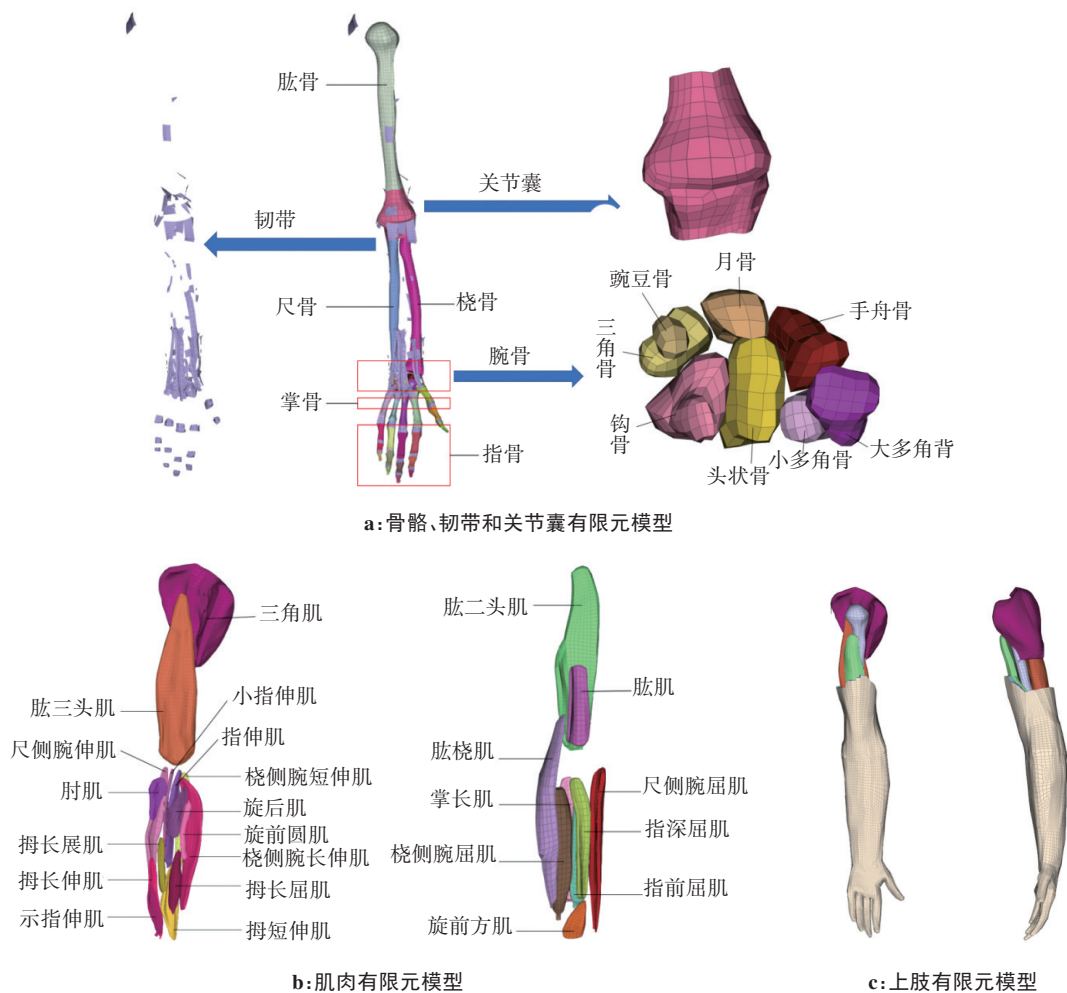
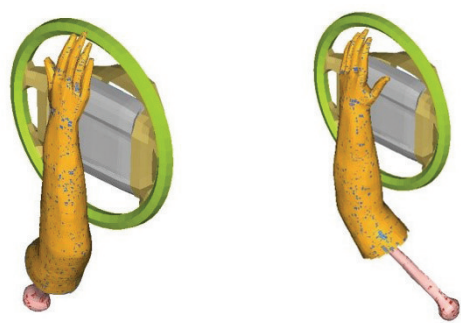


图1 中国体征95<sup>th</sup>百分位成人男性上肢有限元模型

Figure 1 Finite element models of the upper extremity of a Chinese 95<sup>th</sup> percentile adult male



a: 上肢与安全气囊距离 0 mm      b: 上肢与安全气囊距离 25 mm

图2 上肢有限元模型与安全气囊的碰撞仿真设置

Figure 2 Collision simulation setups of upper extremity finite element model and airbag

25 mm时,最大应力为91.3 MPa,各上肢骨均未超过屈服极限,未出现骨折现象。这与尸体试验的结果一致,再次从生物力学的角度验证了模型的有效性。

在上肢与安全气囊初始距离不同的情况下,上肢损伤情况和桡骨远心端速度表现出一定的相关

性,随着上肢与安全气囊初始距离的缩短,桡骨远心端速度也随之增加,所以用桡骨远心端速度作为安全气囊与上肢碰撞中仿真的评价指标是合理的。

对上肢-安全气囊系统进行对标实验,真实还原了尸体试验的试验环境,模型仿真的结果与尸体试验结果有良好的一致性,验证了本研究所构建的上肢-安全气囊系统能够还原真实的碰撞损伤情况,可用于上肢与安全气囊在碰撞过程中的损伤研究。

3 安全气囊参数及驾驶姿态对上肢损伤的影响

各国NCAP测试中均未提到关于上肢的损伤评价指标,Hardy等<sup>[23]</sup>提出用桡骨远心端速度来表征上肢与安全气囊碰撞损伤情况,根据上节中仿真验证的结果来看,桡骨远心端速度确实可以反映上肢损伤情况,所以本研究用桡骨远心端速度作为评价指标来探究不同参数改变对碰撞损伤的影响。

3.1 安全气囊气体质量速率对上肢损伤影响分析

将上节使用的安全气囊标记为气囊1,本节使用的安全气囊标记为气囊2。将所构建的模型与安全

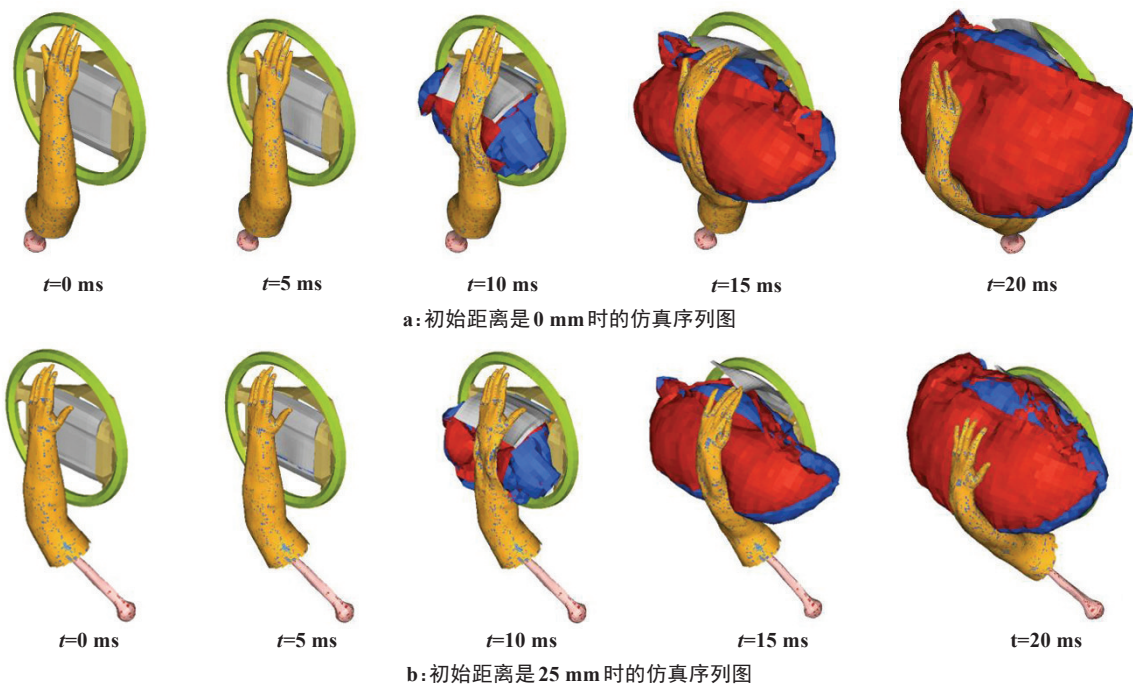


图3 安全气囊点爆后上肢与方向盘碰撞仿真序列图

Figure 3 Simulation sequence diagrams of upper extremity collision with steering wheel after airbag deployment

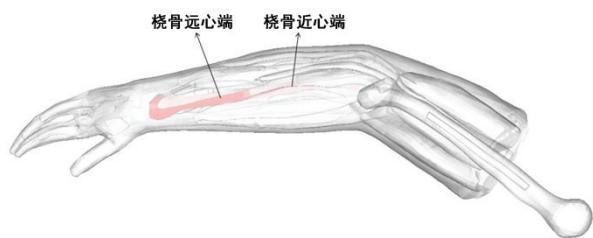


图4 桡骨近心端和远心端速度测量示意图

Figure 4 Schematic diagram of velocity measurement at the proximal and distal ends of the radius

气囊进行实验,除安全气囊展开时的气体质量速率不同,其他参数均保持不变。气囊1、气囊2的气体质量速率-时间曲线如图7所示。

重复上节的实验设置,分别采用气囊1与气囊2加载进行仿真得到桡骨模型速度-时间曲线,如图8所示。可以看出,在前臂与气囊间距为0 mm和25 mm时,气囊2下桡骨近心端和远心端的速度-时间曲线均低于气囊1,而且峰值出现的时刻也有所延迟。

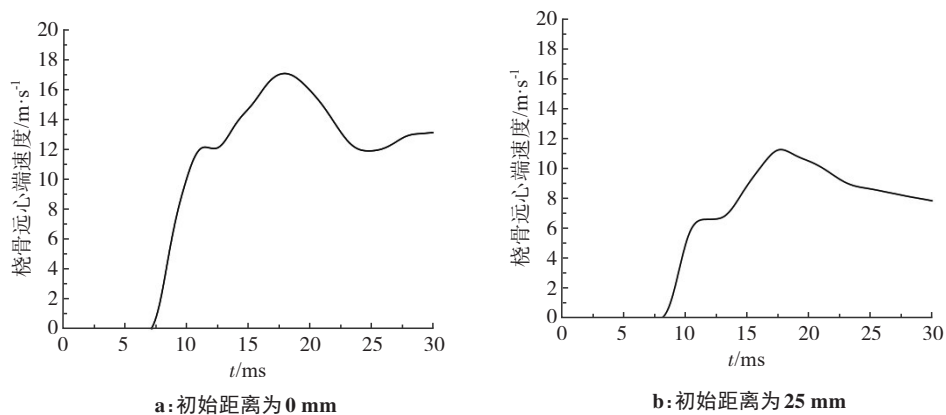


图5 桡骨模型碰撞仿真速度对比

Figure 5 Comparison of radial velocity during collision simulation

表2是桡骨远心端速度和应力的对比,气囊与前臂间距是0 mm的情况下,相比于气囊1,采用气囊2的桡骨平均远心端速度和峰值远心端速度分别减少

16.3%和23.4%;气囊与前臂间距是25 mm的情况下,相比于气囊1,气囊2下的桡骨平均远心端速度和峰值远心端速度分别减少17.1%和24.5%。气囊与前

表 1 上肢碰撞损伤结果(m/s)  
Table 1 Upper extremity injury results (m/s)

指标	尸体试验		模型仿真	
	初始距离为 0 mm	初始距离为 25 mm	初始距离为 0 mm	初始距离为 25 mm
平均远心端速度	12.6	9.4	12.9	8.3
峰值远心端速度	17.1	11.4	17.2	11.3

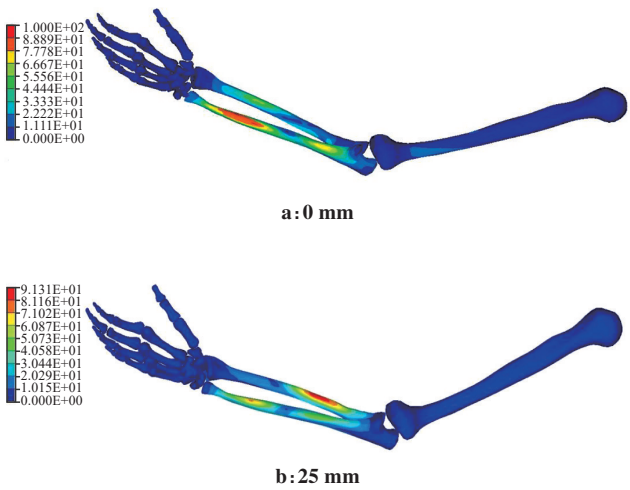


图 6 初始距离为 0 mm 和 25 mm 时上肢各骨骼应力分布云图  
Figure 6 Cloud maps of stress distribution in upper limb bones at initial distance of 0 mm and 25 mm

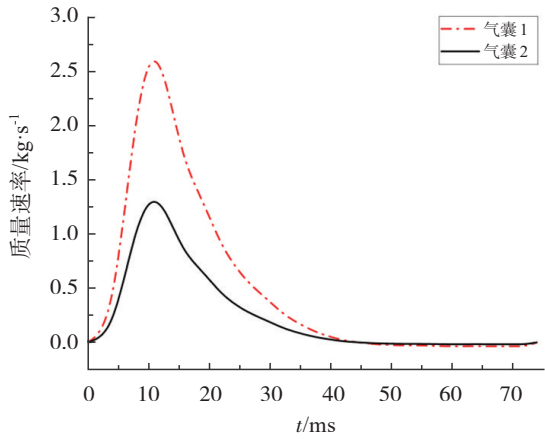


图 7 不同气囊质量速率-时间关系对比  
Figure 7 Relationship of different airbag mass flow-rate and time

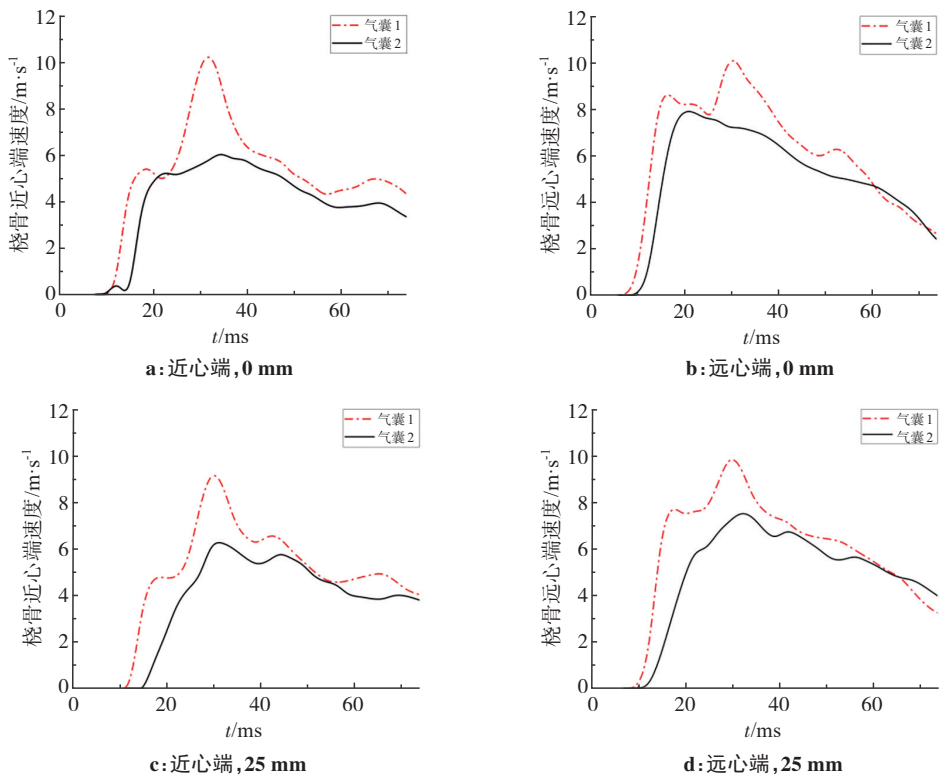


图 8 不同气囊质量速率加载时上肢桡骨速度对比  
Figure 8 Comparison of radial velocity at different mass flow-rates of airbag

臂间距是 0 mm 的情况下,相比于气囊 1,采用气囊 2 时的桡骨应力减少 15.0%;气囊与前臂间距是 25 mm 的情况下,相比于气囊 1,气囊 2 下的桡骨应力减少 19.0%。

表2 不同气囊加载下桡骨远心端速度和应力对比  
Table 2 Comparisons of velocity at the distal end of the radius and stress at different airbag loading conditions

指标	0 mm		25 mm	
	气囊1	气囊2	气囊1	气囊2
平均远心端速度/ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	5.52	4.62	5.43	4.50
峰值远心端速度/ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	10.36	7.94	10.08	7.61
应力/MPa	46.6	39.6	45.8	37.1

通过实验数据可以得出,质量速率小的安全气囊由于每秒弹出的气体质量少,所以弹出的速度和应力也有所减少,碰撞损伤也会减小。但质量速率小的安全气囊完全弹出的时间会更长,所以可能无

法在汽车碰撞发生的瞬态保护驾驶员,所以研发出能自主随碰撞速度增加而增大质量速率的安全气囊可以更好地保护驾驶员的上肢。

3.2 上肢抓握角度对上肢损伤影响分析

不同驾驶员的开车习惯不同,因此其上肢抓握方向盘角度也有所差异,为模拟这种情况,分别设置安全气囊水平面与前臂角度为 $0^{\circ}$ 、 $15^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 、 $45^{\circ}$ 、 $60^{\circ}$ 、 $75^{\circ}$ 、 $90^{\circ}$ ,以探究抓握角度对碰撞过程中上肢损伤的影响。仿真后得到的桡骨模型近心端和远心端速度-时间曲线如图9所示。可以看出,在不同前臂抓握角度下,随着安全气囊水平面与前臂角度的增加,近心端和远心端桡骨速度-时间曲线初始阶段斜率逐渐减小,且曲线峰值逐渐减低。

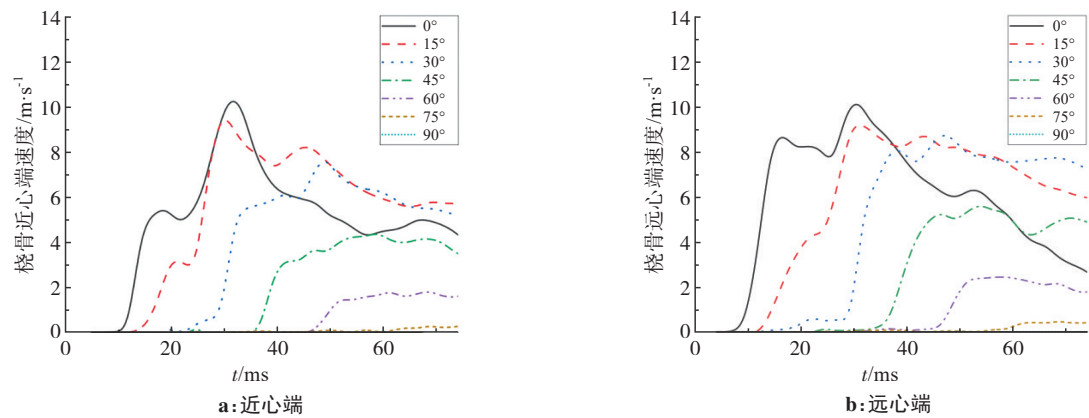


图9 不同抓握角度下桡骨速度对比  
Figure 9 Comparison of radial velocity at different grip angles

表3是不同抓握角度下桡骨速度和应力对比。可以看出,前臂模型平均远心端速度和峰值远心端速度均随角度的增大而减少。和安全气囊水平面与前臂角度为 $0^{\circ}$ 相比,角度为 $15^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 、 $45^{\circ}$ 、 $60^{\circ}$ 、 $75^{\circ}$ 、 $90^{\circ}$ 时其平均远心端速度分别减少9.9%、18.3%、

57.6%、86.1%、98.2%、100%,峰值远心端速度分别减少11.1%、14.6%、45.3%、76.4%、95.4%、99.9%;和安全气囊水平面与前臂角度为 $0^{\circ}$ 相比,角度为 $15^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 、 $45^{\circ}$ 、 $60^{\circ}$ 、 $75^{\circ}$ 、 $90^{\circ}$ 时其桡骨应力分别减少14.8%、62.0%、66.5%、77.5%、88.4%、99.8%。

表3 不同抓握角度下桡骨速度和应力对比  
Table 3 Comparisons of radial velocity and stress at different grip angles

指标	$0^{\circ}$	$15^{\circ}$	$30^{\circ}$	$45^{\circ}$	$60^{\circ}$	$75^{\circ}$	$90^{\circ}$
平均远心端速度/ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	5.52	4.97	4.51	2.34	0.77	0.10	0.00
峰值远心端速度/ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	10.36	9.21	8.85	5.67	2.24	0.48	0.01
应力/MPa	46.60	39.70	17.70	15.60	10.50	5.40	0.10

前臂模型平均远心端速度、峰值远心端速度和应力均随角度的增加而减少,这表明随着角度的增加,安全气囊点爆时弹出的碰撞能量转移到前臂的部分越来越少,上肢的损伤也越来越低。因此,驾驶员应适当增大手臂与方向盘的水平角度,以更好地保护上肢免于损伤。

3.3 握力因素对上肢损伤影响分析

在驾驶员驾驶汽车时尤其在汽车碰撞发生的紧急情况下,驾驶员由于紧张会使得双手握方向盘的力迅速增大,为了探究在极端状况下的驾驶情况,在仿真试验的时候应考虑驾驶员手掌与方向盘的握

力。因此,在仿真设置中在手掌与方向盘之间添加一个可失效的球铰链来模拟驾驶员的手掌握力。Mathiowetz等<sup>[25]</sup>提到成年人手掌的握力极限是350 N。本研究是上肢与前臂的正面碰撞,所以在手掌与方向盘的垂直方向上设置球铰链的失效力是350 N。为了探究手臂握力在上肢与安全气囊碰撞过程中的影响,设置了对比试验,第1组为驾驶员-安全气囊碰撞

试验,第2组为驾驶员(握力)-安全气囊碰撞试验。其桡骨模型近心端和远心端速度-时间曲线分别如图10所示。在有、无握力的情况下,左右桡骨近心端和远心端速度-时间曲线初始阶段斜率相似,曲线走势基本相似,后期随着安全气囊的完全展开,有握力下的左右桡骨远心端速度均有所增大。

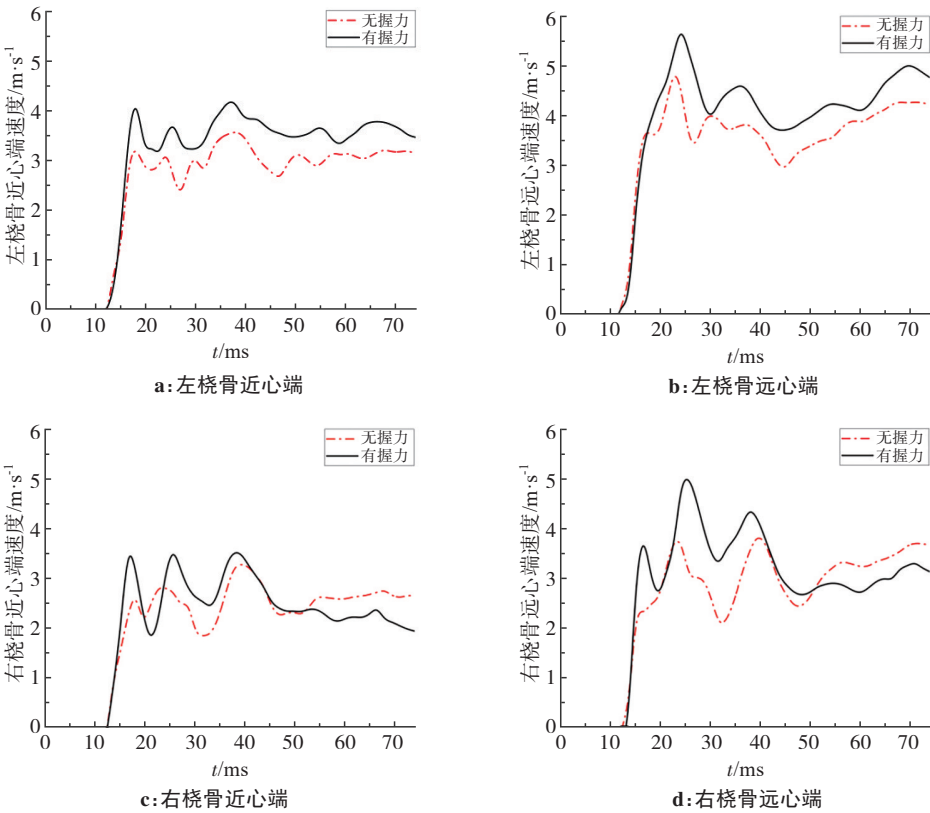


图10 左右前臂有、无握力下桡骨速度和应力对比  
Figure 10 Comparisons of radial velocity and stress at grip force of left and right forearms

表4是前臂有、无握力时桡骨远心端速度和应力对比。有握力的情况下,左右桡骨的平均远心端速度和峰值远心端速度均有所增大。与无握力相比,有握力情况下,左桡骨平均远心端速度和峰值远心端速度分别增加17.3%和增加14.6%,与无握力相比,有握力情况下,右桡骨平均远心端速度和峰值远心端速度分别增加31.3%和7.4%;与无握力相比,有握力情况下,左桡骨和右桡骨应力分别增加11.1%和33.4%。

总体上说,有握力的情况下,左、右桡骨的平均远心端速度、峰值远心端速度和应力均比无握力的情况大。因此,在前臂与安全气囊发生碰撞的瞬间应该尽量松开手臂,在安全气囊展开过程中,用手握住方向盘会对上肢造成伤害<sup>[26]</sup>。手掌握力是对驾驶人与安全气囊进行交通事故仿真分析时不可忽略的因素。

表4 左、右前臂有、无握力下桡骨速度和应力对比  
Table 4 Comparisons of radial velocity and stress at grip force of left and right forearms

指标	无握力		有握力	
	左桡骨	右桡骨	左桡骨	右桡骨
平均远心端速度/m·s <sup>-1</sup>	3.01	2.44	3.45	2.62
峰值远心端速度/m·s <sup>-1</sup>	4.96	3.84	5.82	5.04
应力/MPa	29.8	32.4	33.1	43.2

4 结 论

目前交通事故研究中对于上肢损伤的关注程度不高,且缺乏针对上肢损伤的评价指标,本研究构建了具有详细解剖学结构的上肢有限元模型,并重构了Hardy等<sup>[23]</sup>的尸体前臂和安全气囊碰撞试验,验证了模型的有效性,并且认为桡骨远心端速度可作为

安全气囊与上肢碰撞过程中的损伤评价指标。同时研究了安全气囊质量速率参数、上肢抓握角度和握力对上肢损伤的影响,即质量速率越大,上肢损伤越严重;抓握角度越小,上肢损伤越严重;存在握力,上肢损伤越严重。但是,上肢的运动相对于身体其他部位更自由导致碰撞姿态多变且碰撞工况复杂,未来,可应用本研究构建的碰撞系统进一步探究各种不同上肢姿态下与安全气囊碰撞的损伤情况,为规范驾驶姿态、上肢损伤预测防护及改善车辆碰撞安全性等研究提供基础数据和参考。

## 【参考文献】

- [1] 王正国. 现代交通医学[M]. 重庆: 重庆出版社, 2011.  
Wang ZG. Modern traffic medicine[M]. Chongqing: Chongqing Publishing House, 2011.
- [2] Kemper A, Stitzel J, Duma S, et al. Biofidelity of the SID-IIIs and a modified SID-IIIs upper extremity: biomechanical properties of the human humerus[C]//Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), 2005.
- [3] 李海岩, 曹祎帆, 贺丽娟, 等. 个性化头部生物力学模型的开发及验证[J]. 中国医学物理学杂志, 2024, 41(7): 883-889.  
Li HY, Cao YF, He LJ, et al. Personalized biomechanical modeling of the human head and validation[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2024, 41(7): 883-889.
- [4] 曾绍禹, 李珊, 杨向红, 等. 下颌三维有限元建模与动态载荷下的应力分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2023, 40(5): 647-652.  
Zeng SY, Li S, Yang XH, et al. Three-dimensional finite element modeling of the jaw and a stress analysis under dynamic loading [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2023, 40(5): 647-652.
- [5] 曹立波, 黄俊锐, 金科. 1.5岁儿童头部有限元模型的建立及验证[J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(4): 435-444.  
Cao LB, Huang JK, Jin K. Development and validation of the 1.5-year-old child head FE model[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2016, 35(4): 435-444.
- [6] 黄吉军, 张恒柱, 王永祥, 等. 正常颈椎有限元模型建立及有效性验证[J]. 中国医学物理学杂志, 2023, 40(4): 487-495.  
Huang JJ, Zhang HZ, Wang YX, et al. Establishment and validity verification of a finite element model of normal cervical spine[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2023, 40(4): 487-495.
- [7] 刘清华, 蔡永强, 金凤, 等. CT数据建立12岁儿童全颈椎有限元模型及有效性验证[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(4): 500-504.  
Liu QH, Cai YQ, Jin F, et al. Finite element model of the 12-year-old child whole cervical spine: establishment and validity verification based on CT data[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2023, 27(4): 500-504.
- [8] 盛然, 蒋国璋, 刘融. 基于有限元仿真的数字化脊柱侧弯矫正研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(8): 1033-1038.  
Sheng R, Jiang GZ, Liu R. Digitalized scoliosis correction based on finite element simulation[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(8): 1033-1038.
- [9] Gupta S, van der Helm FCT, Sterk JC, et al. Development and experimental validation of a three-dimensional finite element model of the human scapula[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2004, 218(2): 127-142.
- [10] 桂斌捷, 刘德宝. 锁骨三维模型构建和力学分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(30): 5827-5830.  
Gui BJ, Liu DB. Three-dimensional modeling construction and biomechanical analysis of the clavicle[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2009, 13(30): 5827-5830.
- [11] 杨志勇, 程黎明, 涂熙, 等. 锁骨三维有限元模型的建立及生物力学分析[J]. 第二军医大学学报, 2008, 29(11): 1316-1319.  
Yang ZY, Cheng LM, Tu X, et al. Three dimensional finite element modeling of clavicle and the related biomechanics analysis[J]. Academic Journal of Second Military Medical University, 2008, 29(11): 1316-1319.
- [12] 薛召军, 吴建国, 丁祖泉, 等. 肱骨骨折重建及三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2002, 17(1): 24-27.  
Xue ZJ, Wu JG, Ding ZQ, et al. Stress analysis of humeral fracture by a three-dimensional finite element model[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2002, 17(1): 24-27.
- [13] 苏佳灿, 张春才, 禹宝庆, 等. 肱骨三维模型的构建及其生物力学意义[J]. 中国临床康复, 2005, 9(10): 244-245.  
Su JC, Zhang CC, Yu BQ, et al. Construction of humeral three-dimensional model and its biomechanical significance[J]. Chinese Journal of Clinical Rehabilitation, 2005, 9(10): 244-245.
- [14] Iwamoto M, Miki K, Yang KH. Development of a finite element model of the human shoulder to investigate the mechanical responses and injuries in side impact[J]. JSME Int J Ser C Mech Syst Mach Elem Manuf, 2001, 44(4): 1072-1081.
- [15] Astier V, Thollon L, Arnoux PJ, et al. Development of a finite element model of the shoulder: application during a side impact[J]. Int J Crashworthines, 2008, 13(3): 301-312.
- [16] 杨晓霞. 人体肩锁关节三维建模及生物力学分析[D]. 上海: 上海交通大学, 2012.  
Yang XX. Three dimensional modeling and biomechanical analysis of human acromioclavicular joint [D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2012.
- [17] Plank GR, Eppinger RH. Computed dynamic response of the human from finite element model[C]//12th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, 1989: 665 - 672.
- [18] 申丛. 儿童上肢有限元模型的构建及其在碰撞损伤中的应用研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2011.  
Shen C. Research on the construction of finite element models of a child's upper limb and the application for automotive crash[D]. Tianjin: Tianjin University of Science and Technology, 2011.
- [19] 刘朝阳. 汽车乘员上肢生物力学模型开发及碰撞损伤分析[D]. 广州: 华南理工大学, 2017.  
Liu CY. Development and impact injury analysis of the upper extremity biomechanics model for vehicle occupant[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2017.
- [20] 魏超. 6岁儿童上肢有限元模型验证及碰撞损伤分析[D]. 天津: 天津科技大学, 2020.  
Wei C. Validation and impact injury analysis of a six-year-old children upper extremity finite element model[D]. Tianjin: Tianjin University of Science and Technology, 2020.
- [21] Chong M, Broome G, Mahadeva D, et al. Upper extremity injuries in restrained front-seat occupants after motor vehicle crashes[J]. J Trauma, 2011, 70(4): 838-844.
- [22] Duma SM, Boggess BM, Crandall JR, et al. Upper extremity interaction with a deploying side airbag: a characterization of elbow joint loading[J]. Accid Anal Prev, 2003, 35(3): 417-425.
- [23] Hardy WN, Schneider LW, Reed MP, et al. Biomechanical investigation of airbag-induced upper-extremity injuries[C]//41st Stapp Car Crash Conference. Warrendale, PA, USA: SAE International, 1997: 973325.
- [24] 崔慧先. 系统解剖学[M]. 6版. 北京: 人民卫生出版社, 2008.  
Cui HX. Systemic anatomy[M]. 6th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2008.
- [25] Mathiowetz V, Kashman N, Volland G, et al. Grip and pinch strength: normative data for adults[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1985, 66(2): 69-74.
- [26] Atkinson P, Hariharan P, Mari-Gowda S, et al. An under-hand steering wheel grasp produces significant injury risk to the upper extremity during airbag deployment[J]. Annu Proc Assoc Adv Automot Med, 2002, 46: 45-62.

(编辑: 薛泽玲)