

# 安全气囊点爆展开时儿童颈部约束对 颅脑损伤的影响

阮世捷, 王海东, 李海岩, 吕文乐, 崔世海, 贺丽娟  
(天津科技大学 机械工程学院, 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222)

**摘要:**目的 探讨在交通事故中安全气囊点爆展开时儿童颈部约束对颅脑损伤的影响。方法 基于已构建并经过有效性验证的3岁儿童头部有限元(finite element, FE)模型,采用FE方法模拟气囊点爆展开对离位(out-of-position, OOP)状态儿童乘员头部的冲击过程,研究颈部约束对交通事故中儿童颅脑响应及其损伤机制的影响。结果 颈部约束的头部在受到安全气囊点爆展开的冲击之后,其运动状态与无颈部约束有很大差异,会导致儿童脑组织最大Von Mises应力明显减小,儿童颅脑损伤程度减弱。儿童头部与安全气囊距离为20、25 cm时,有颈部约束的头部脑组织最大颅内压小于没有颈部约束的头部。结论 颈部约束对儿童颅脑损伤响应有较大的影响,用FE方法预测儿童颅脑损伤时应考虑颈部约束的影响。

**关键词:**离位儿童;头颈部有限元模型;颅脑响应;颅脑损伤;安全气囊展开

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.01.001

## Effects of Neck Restrain on Traumatic Brain Injury of Child Occupant During Airbag Inflation

RUAN Shijie, WANG Haidong, LI Haiyan, LÜ Wenle, CUI Shihai, HE Lijuan

(International Joint Research Center for Modern Automobile Safety Technology, College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

**Abstract: Objective** To study the effect of neck restraint on traumatic brain injury during airbag inflation in traffic accidents. **Methods** Based on the previously validated 3-year-old child head finite element (FE) model, the impact on out-of-position (OOP) child occupant during airbag inflation was simulated by FE method, so as to investigate the effects of neck restraint on intracranial response and injury mechanism in traffic accidents. **Results** The head kinematics with neck restraint was different from that without neck restraint under the impact of airbag inflation. The neck restraint would obviously decrease the maximum Von Mises stress of pediatric brain. When airbag-head distance was 20 cm or 25 cm, the neck restraint would obviously decrease the maximum intracranial pressure. **Conclusions** Neck restraint had a relatively large influence on pediatric intracranial response. When the FE method is used to predict pediatric craniocerebral injury, consideration of neck restraint on child brain response is necessary.

**Key words:** out-of-position (OOP) child; head-neck finite element (FE) model; intracranial response; traumatic brain injury; airbag inflation

现阶段我国部分儿童乘员乘车时普遍存在不用增高坐垫、不系安全带坐在副驾驶座椅上或者由家长抱着坐在副驾驶座椅上的现象<sup>[1]</sup>。副驾驶座椅前方的安全气囊是为成人设计的,儿童身材相比成人矮小,致使初始的乘车位置靠前。发生交通事故时,由于儿童头部距离安全气囊很近,导致头部很可能接触尚未完全展开的安全气囊,此时的状态称为离位(out-of-position, OOP)状态。事故中,安全气囊以极高的速度起爆,对副驾驶座椅上 OOP 状态儿童乘员的头颈部带来极大的冲击,因而极易造成伤害。

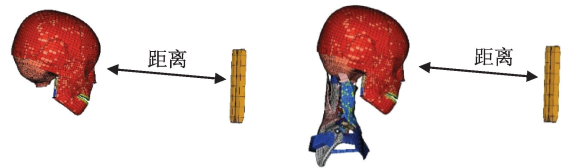
兰燕飞等<sup>[2]</sup>使用 MADYMO 软件,采用模拟计算的方法,通过优化安全气囊设计来保护 3 岁乘员儿童,但是仿真中使用的儿童模型是 MADYMO 库中刚体动力学 3 岁 OOP 儿童模型,故不能得到颅脑组织生物力学响应。Meyer 等<sup>[3]</sup>构建了 3 岁儿童头颈部有限元模型,研究正面碰撞和侧面碰撞过程;但其头部模型中大脑没有区分灰质白质、胼胝体、海马体等,解剖学结构不够详细,而且使用的颈部模型也不够完善,没有添加肌肉,不足以表现颈部的真实解剖学结构。崔世海等<sup>[4]</sup>通过使用 6 岁儿童头部模型发现,儿童头部与安全气囊距离对头部损伤有较大的影响,但是该头部模型没有颈部的自然约束,故所得结果与头部受安全气囊展开后冲击的真实边界条件相比有差异。安全气囊展开后的冲击是一种直线和转动载荷相结合的混合载荷,故颈部的自然约束会对头部受到安全气囊冲击之后的运动造成很大影响,而这种运动状态的改变很有可能对儿童颅内的损伤响应产生较大影响。有、无颈部约束将影响儿童脑损伤判断的准确性,故 OOP 儿童头部在颈部约束下受安全气囊展开的冲击损伤值得进一步研究。

本文基于已验证的 3 岁儿童头部有限元(finite element, FE)模型和 3 岁儿童颈部 FE 模型,通过对比有、无颈部约束的儿童头部 FE 模型受到安全气囊展开冲击后的颅脑响应,研究颈部约束对 3 岁儿童头部损伤的影响;通过设置安全气囊展开时气囊与儿童头部的不同距离,模拟儿童乘员的不同 OOP 情况,进一步研究在气囊与儿童头部不同距离的事故情况下,颈部约束对 OOP 儿童颅内生物力学响应的影响。

## 1 材料与方法

### 1.1 3 岁儿童头颈部模型和安全气囊模型

基于崔世海等<sup>[5]</sup>构建的具有详细解剖学结构的 3 岁儿童头部 FE 模型以及杜治青等<sup>[6]</sup>构建的 3 岁儿童颈部模型(两个模型均经过有效性的验证),将两个模型采用共节点连接,得到 3 岁儿童头颈部 FE 模型。采用崔世海等<sup>[4]</sup>的安全气囊模型,点爆充气后的安全气囊在与头部接触碰撞过程中产生很大的变形。为了描述其复杂的受力特性,仿真中采用基于大应变理论的非正交各向异性的非线性材料模型,材料密度  $\rho = 825 \text{ kg/m}^3$ ,弹性模量  $E = 200 \text{ MPa}$ ,泊松比  $\nu = 0.3$ ,阻尼系数  $c = 0.05$ 。气囊的环境特性设置如下:等容比热容为  $836 \text{ J/(kg}\cdot\text{K)}$ ,输入气体温度为  $800 \text{ K}$ ( $526.85 \text{ }^\circ\text{C}$ ),环境压力为  $0.1 \text{ MPa}$ ,空气密度为  $1 \text{ kg/m}^3$ 。运用 LS-DYNA 建立儿童头部与气囊的碰撞仿真模型(见图 1)。



(a) 头部模型与安全气囊接触 (b) 头颈部模型与安全气囊接触

图 1 3 岁儿童头部与安全气囊碰撞仿真

Fig.1 Simulation on 3 year-old child head-airbag impact

(a) Head FE model impact with airbag, (b) Head-neck FE model impact with airbag

### 1.2 仿真试验条件设置

由于 OOP 儿童头部和安全气囊的位置不确定,故仿真条件参考王晨等<sup>[4]</sup>试验设置。将头部 FE 模型质心和安全气囊质心的上下距离设为  $4.2 \text{ cm}$ ,正常情况下未引爆的气囊与头部的距离为  $30 \text{ cm}$ ,OOP 状态下头部与气囊距离减小。为了研究安全气囊展开对不同 OOP 程度儿童头部损伤的影响,在正面碰撞中将气囊与头部的距离设为 3 个等级( $20, 25, 30 \text{ cm}$ )。头部和头颈部的初速度设置为 0,而且不设置约束,头颈部模型的头部只有颈部的自然约束。在该仿真设置的边界条件下,可以通过比较来讨论颈部约束对 3 岁儿童头部受到安全气囊冲击之后的颅脑响应。

## 2 结果与讨论

### 2.1 颈部约束对头部运动及接触力的影响

如图2所示,头部模型受到安全气囊冲击后,当头部无颈部约束时,头部除了被安全气囊冲击弹开之外,还有一个向下旋转的运动;而当头部有颈部约束时,头部由于冲击载荷和颈部约束的作用,导致向上旋转的运动。因此,3岁儿童头部在受到安全气囊展开的冲击时,颈部约束对头部的运动状态有影响。

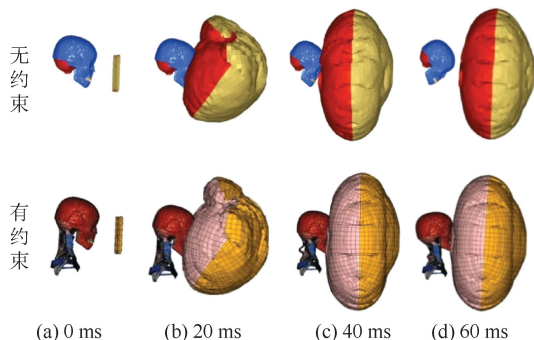


图2 头部离安全气囊25 cm时受展开冲击之后的头部运动

Fig.2 Head movement at 25 cm head-airbag distance during airbag inflation (a)0 ms, (b)20 ms, (c)40 ms, (d)60 ms

如图3所示,头部与安全气囊在不同距离的情况下,有、无颈部约束的头部所受接触力有一定差异,其中接触力峰值过后回落时间历程的差异显著。颈部约束对头部接触力和时间历程有影响的主要原因是:头部在颈部的约束之下,受到安全气囊展开冲击之后,头部无法自由运动,而且头部和颈部相连,头颈部模型整体的惯性要大于只有头部模型的惯性,故有颈部约束的头部与安全气囊的接触力在30 ms之后要明显大于无颈部约束的头部。

如表1所示,当头部与安全气囊距离分别为20、25、30 cm时,脑组织最大 Von Mises 应力分别为59.54、48.10、18.49 kPa;而当头部有颈部约束之后,脑组织的最大 Von Mises 应力分别为44.56、36.26、12.92 kPa。本文结果表明,3岁儿童头部接触也随着距离增加而减小,这与崔世海等<sup>[4]</sup>关于6岁儿童头部与安全气囊接触的研究结论相符合(见表2)。3、6岁儿童头部在相同距离下的最大接触力阈值有显著差异。因此,鉴于对3、6岁儿童乘员头部保护的差异性,在研究儿童头部颅脑损伤时需要考虑颈部约束带来的影响。

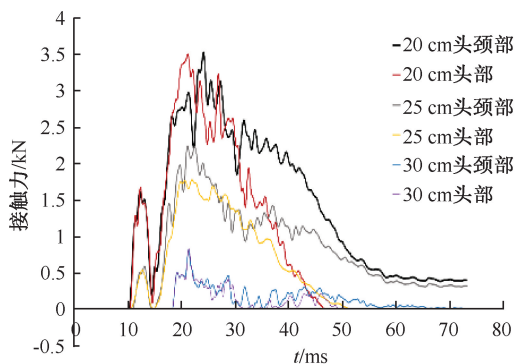


图3 不同头部与安全气囊距离下碰撞接触力-时间曲线

Fig.3 Contact force-time curve at different head-airbag distances

表1 不同头部与安全气囊距离下脑组织最大 Von Mises 应力及所对应的时刻

Tab.1 The maximum Von Mises stress of brain tissues at different moment with different head-airbag distances

头部与安全气囊距离/cm	最大 Von Mises 应力/kPa		最大 Von Mises 应力出现时刻/ms	
	头颈部脑组织	头部脑组织	头颈部脑组织	头部脑组织
20	44.56	59.54	16	16
25	36.26	48.10	21	23
30	12.92	18.49	23	23

表2 3、6岁儿童头部脑组织最大 Von Mises 应力和接触力

Tab.2 The maximum Von Mises stress of brain tissues and contact force at different head-airbag distances from 3-year-old child head and 6-year-old child head

头部与安全气囊距离/cm	3岁头部		6岁头部 <sup>[4]</sup>	
	脑组织最大 Von Mises 应力/kPa	最大接触力/kN	脑组织最大 Von Mises 应力/kPa	最大接触力/kN
20	44.56	3.504	42.70	3.000
25	36.26	1.783	23.47	2.250
30	12.92	0.836	5.37	0.449

### 2.2 颈部约束对脑组织 Von Mises 应力的影响

如图3所示,头部和头颈部有限元模型均受到安全气囊的正面冲击载荷,不同碰撞距离时脑组织应力集中的部位大致相同,较大的应力集中出现在脑干处,说明在头部正面受到安全气囊展开冲击时,颈部约束对最大 Von Mises 应力的位置影响很小。崔世海等<sup>[4]</sup>提出,儿童头部与安全气囊距离越近,头部脑组织的 Von Mises 应力越大,本文进一步验证了这一结果。3岁儿童头部与安全气囊距离越近,头部脑组织越容易受伤。通过比较3、6岁儿童头部仿真模型的结果发现,在头部离安全气囊同样

的距离时,3岁儿童头部的脑组织所受 Von Mises 应力更大。3、6岁儿童的颅骨脑组织材料参数和几何结构差异较大,与崔世海等<sup>[4]</sup>结果相比,在相同距离下,3岁儿童的脑损伤情况比6岁儿童严重,故儿童乘员在事故中受到安全气囊冲击时,3岁儿童的保护措施需要比6岁儿童有更高的要求。

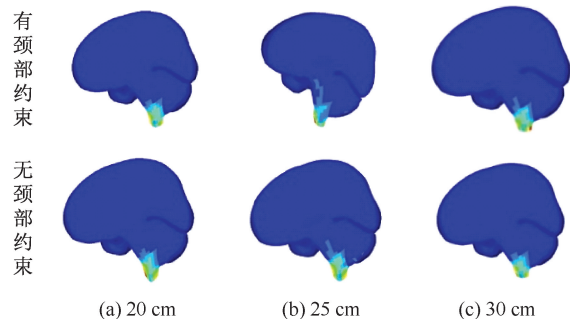


图4 不同头部与安全气囊距离下脑组织 Von Mises 应力云图

Fig.4 The maximum Von Mises stress contour of brain tissues at different head-airbag distances (a) 20 cm, (b) 25 cm, (c) 30 cm

由表3可知,颈部约束会减小脑组织最大 Von Mises 应力,推测主要原因是:安全气囊对头部的冲击有直线、旋转载荷,无颈部约束的头部受到安全气囊冲击之后会产生很大的旋转角速度,而有颈部约束的头部由于受到颈部的作用力,头部的自由旋转不大,故颈部约束导致头部脑组织的最大 Von Mises 应力相应减小;同时,由于头部与颈部相连,头颈部整体模型的质量要大于只有头部的模型,颈部会分担一部分的动能,而脑干处和颈部的脊髓相连接,脑干处的能量传递给脊髓,故脑组织的最大 Von Mises 应力相应减小。在头部与安全气囊距离不同的情况下,有、无颈部约束的头部脑组织最大 Von Mises 应力的相差程度也有所不同。因此,不同距离下的颈部约束对头部脑组织最大 Von Mises 应力的影响程度是不同的。Deck 等<sup>[7]</sup>认为,脑组织 Von Mises 应力达到 26 kPa 时,会有 50% 概率产生轻度的弥漫性轴索损伤;达到 33 kPa 时,会有 50% 概率产生严重的弥漫性轴索损伤。因此,脑组织的最大 Von Mises 应力是预测损伤的一个重要指标,而颈部约束影响了脑组织最大 Von Mises 应力的大小,而且不同距离下颈部约束对头部最大 Von Mises 应力的影响还难以确定,故在预测和设计防护儿童与安全气囊碰撞损伤时,需要考虑儿童颈部的约束。

表3 不同头部与安全气囊距离下脑组织最大 Von Mises 应力和接触力比较

Tab.3 Comparison of the maximum Von Mises stress of brain tissues and contact force with different head-airbag distances

头部与安全气囊距离/cm	头颈部		头部		Von Mises 应力相差程度/%
	脑组织最大 Von Mises 应力/kPa	最大接触力 /kN	脑组织最大 Von Mises 应力/kPa	最大接触力 /kN	
20	44.56	3.528	59.54	3.504	78.40
25	36.26	2.231	48.10	1.780	75.38
30	12.92	0.812	18.49	0.836	69.88

### 2.3 颈部约束对脑组织颅内压力的影响

头部与安全气囊是正面碰撞,脑组织最大颅内压都出现在撞击侧。头部与安全气囊距离 20、25 cm 时,由于颈部对头部的约束,头部受安全气囊的冲击载荷之后,有、无颈部约束头部的运动状态差异较大。有颈部约束的头部受到安全气囊展开冲击之后产生仰头的运动,无颈部约束的头部受到安全气囊展开冲击之后产生低头的运动。由表4可知,脑组织最大颅内压的出现时刻相差也较大。由于头部运动受颈部约束的影响,故导致头部与安全气囊接触的位置也会随时变化。虽然头部均与安全气囊正面接触,但是所受力的方向和位置由于头部位置的变化而变化。因此,在头部与安全气囊距离为 20 cm 时,最大颅内压的位置也有所差异。

表4 不同头部与安全气囊距离下脑组织最大颅内压及所对应的时刻

Tab.4 The maximum intracranial pressure of brain tissues at different moment with different head-airbag distances

头部与安全气囊的距离/cm	最大颅内压/kPa		最大颅内压时刻/ms	
	头颈部脑组织	头部脑组织	头颈部脑组织	头部脑组织
20	867.8	1 027.0	13	24
25	515.6	645.0	19	29
30	354.7	297.6	21	29

头部与安全气囊距离为 25、30 cm 时,颈部约束对最大颅内压的位置影响比较小。Zhang 等<sup>[8]</sup>把头部模型的颅骨设置为刚体,通过比较旋转加速度和线性加速度两种载荷发现,颅内压受线性加速度的影响比较大,本文在一定程度上符合该结果。由于头部与颈部相连,头颈部整体模型的质量要大于只有头部模型的质量,而头部接触力在 30 ms 之前,有、无颈部约束的头部接触力相差不大,故无颈部

约束的头部受到安全气囊展开冲击时所受线性加速度要比有颈部约束的头部所受线性加速度更大,从而导致无颈部约束的头部脑组织最大颅内压比有颈部约束的头部脑组织最大颅内压要大。

头部与安全气囊距离为 30 cm 时,无颈部约束的头部颅脑组织对撞侧的最大颅内压力为 297.6 kPa;有颈部的约束之后,脑组织对撞侧的最大颅内压为 354.7 kPa。因此,在儿童头部与安全气囊距离 30 cm 时,颈部约束增大了儿童脑组织的颅内压。本文设置 3 岁儿童头部模型为弹性材料,颅骨变形对脑组织挤压也会产生一定的颅内压,由于头颈部模型的质量更大,头部受到颈部约束,导致头部受安全气囊的挤压更大,而且在 21 ms 时头颈部模型与安全气囊的接触力也要大于头部模型在 29 ms 时的接触力。因此,在头部距离安全气囊 30 cm 时,有颈部约束的头部脑组织最大颅内压更大。

如图 5 所示,从最大颅内压角度看,3 岁儿童受到安全气囊冲击时,极易产生脑损伤,而且颅内压受颈部约束的影响比较大。在头部与安全气囊的距离为 20、25 cm 时,安全气囊的冲击比较强,无颈部约束的头部受到安全气囊展开冲击之后,头部产生的线性加速度比有颈部约束的更大,这会导致无颈部约束的头部脑组织对撞侧颅内压更大。而头部与安全气囊的距离为 30 cm 时,头部所受安全气囊冲击载荷小,有、无颈部约束对头部线性加速度的程度影响不大,而颈部与头部的相互作用力导致脑组织受颅骨的挤压增大,从而导致脑组织撞侧最大颅内压增加。Kleiven 等<sup>[9]</sup>认为,大脑灰质在 65.8 kPa 压力下,有 50% 概率发生脑震荡。Ward 等<sup>[10]</sup>研究表明,当颅内压力为 173~235 kPa,人脑会出现中度损伤的风险;当颅内压大于 235 kPa 后,会导致脑组织出现严重的伤害。因此,颅内压也是预测儿童颅脑损伤非常重要的指标。本研究显示,颈部约束在不同情况下,对脑组织对撞侧最大颅内压力的影响不同,故在儿童头部损伤防护设计中,需要考虑颈部约束对儿童脑组织损伤响应的影响。

#### 2.4 颈部约束对脑组织最大主应变的影响

当头部与安全气囊的距离为 20 cm 时,头部受到安全气囊的强烈冲击,有颈部约束的头部因为颈部的约束,无法自由运动,故旋转对最大主应变的影响不大,主要由冲击造成脑组织的应变,撞侧

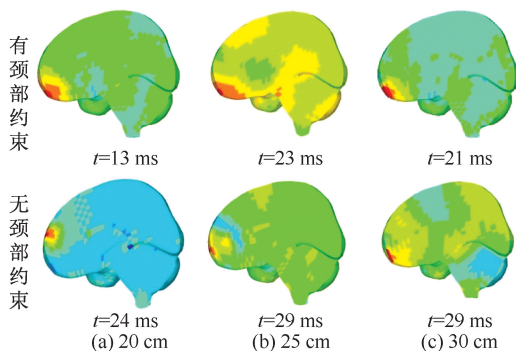


图 5 不同头部与安全气囊距离下脑组织最大颅内压应力云图

Fig.5 The maximum intracranial pressure contour of brain tissues at different head-airbag distances

(a) 20 cm, (b) 25 cm, (c) 30 cm

产生了最大主应变的峰值。而无颈部约束的头部可以自由运动,由于安全气囊冲击夹杂着线性载荷和旋转载荷,导致头部产生旋转运动,旋转对脑组织最大主应变产生很大的影响,从而导致无颈部约束的脑组织最大主应变出现在中脑区域。而当头部与安全气囊的距离为 25、30 cm 时,由于头部与安全气囊距离增加,从而导致安全气囊冲击减弱,颈部对头部约束的影响程度也有所变化(见图 6、表 5)。Takhounts 等<sup>[11]</sup>指出,最大主应变是预测脑组织弥漫性轴索损伤的重要工具。

表 5 不同头部与安全气囊距离下脑组织最大主应变及所对应的时刻

Tab.5 The maximum principle strain of brain tissues at different moment with different head-airbag distances

头部与安全 气囊距离/ cm	最大主应变		最大主应变时刻/ms	
	头颈部 脑组织	头部 脑组织	头颈部 脑组织	头部 脑组织
20	0.496	0.584	29	26
25	0.512	0.563	19	29
30	0.253	0.251	25	25

### 3 结论

本文利用已有 3 岁儿童头颈部 FE 模型,模拟头部与安全气囊不同距离的撞击过程,讨论 OOP 儿童颈部约束对头部颅内生物力学响应的影响,得到以下结论:

(1) 颈部约束对头部受安全气囊碰撞后的旋转运动产生约束,并且影响头部与安全气囊的接触力变化,直接导致 3 岁儿童头部颅内生物力学响应的变化。由于颈部约束的影响,头部脑组织的最大

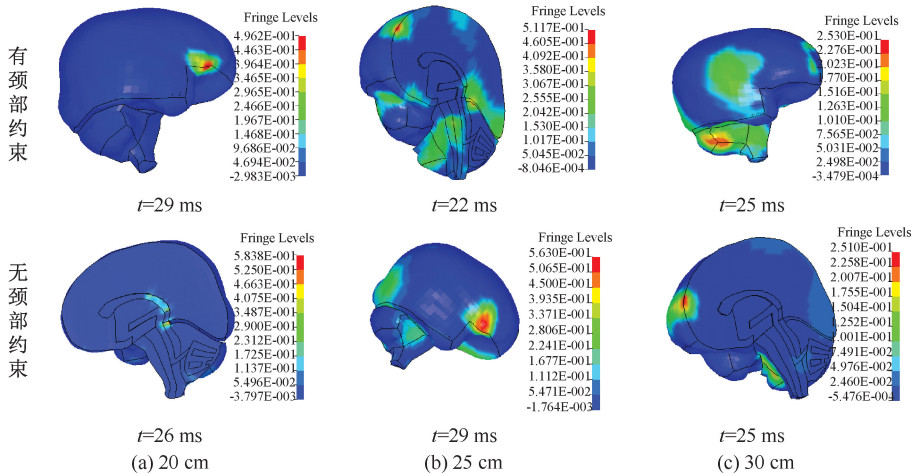


图6 不同头部与安全气囊距离下脑组织最大主应变云图

Fig.6 The maximum principle strain contour of brain tissues at different head-airbag distances (a) 20 cm, (b) 25 cm, (c) 30 cm

Von Mises 应力变小,头部脑组织撞击侧的最大颅内压也会产生很大变化。

(2) 儿童处于 OOP 状态,即头部与安全气囊的距离小于 30 cm 时,随着头部与安全气囊距离的变化,颈部约束对儿童颅脑力学响应造成的影响不确定。随着头部与安全气囊的距离增加,颈部约束对头部脑组织最大 Von Mises 应力的影响也产生变化,颈部约束对头部撞击侧最大颅内压的影响也从减小变为增大。因此,重构儿童头部事故损伤需要考虑颈部约束对损伤阈值的影响。

(3) 本文的仿真条件设置中,没有考虑初速度的因素,以及安全带和整人的位置对头部损伤的影响。此外,本文的损伤评估只考虑儿童与安全气囊的正面碰撞,而未研究头部与安全气囊的侧面碰撞。侧面碰撞时颈部约束对头部颅脑损伤的响应影响有待进一步研究。

(4) 本文局限性如下:未对颈部损伤影响进行分析,以及未考虑颈部肌肉的主动动力对儿童头部颅脑损伤的影响。但是通过使用具有详细解剖学结构的 FE 头颈部模型对头部与安全气囊的碰撞进行仿真,探讨颈部约束对头部损伤的定量性影响,能够为研究儿童头部的损伤风险提供一定参考。

#### 参考文献:

[1] 朱玲琳. 基于离位儿童工况下的顶置式安全气囊的仿真与优化[D]. 扬州: 扬州大学, 2016.

- [2] 兰雁飞. 安全气囊缺陷判定与3岁离位儿童乘员保护研究[D]. 北京: 清华大学, 2011.
- [3] MEYER F, WILLINGER R. Three-year-old child head-neck finite element modelling: Simulation of the interaction with airbag in frontal and side impact [J]. *Inter J Vehicle Safety*, 2009, 4(4): 285-299.
- [4] 崔世海, 王晨. 安全气囊爆炸时儿童离位距离与颅脑损伤的关系[J]. *中国安全科学学报*, 2016, 26(9): 40-44.
- [5] 崔世海, 陈越. 儿童头部有限元模型的构建及验证[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 452-457.
- CUI SH, CHENG Y. Development and validation for the finite element model of child head [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 452-457.
- [6] 杜治青. 三岁儿童颈部有限元模型的构建及损伤分析[D]. 天津: 天津科技大学, 2016.
- [7] DECK C, BAUMGARTNER D, WILLINGER R. Influence of rotational acceleration on intracranial mechanical parameters under accidental circumstances [C]//*Proceedings of IRCOBI Conference*. Maastricht: [s.n.], 2007.
- [8] ZHANG LY, YANG KH, KING AI. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(2): 226-236.
- [9] KLEIVEN S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions [J]. *Stapp Car Crash J*, 2007, 515: 81-114.
- [10] WARD CC, THOMPSON RB. The development of a detailed finite element brain model [C]//*Proceedings of 19<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference*. USA: SAE, 1975.
- [11] TAKHOUNTS EG, CRAIG MJ, MOORHOUSE K, et al. Development of brain injury criteria [J]. *Stapp Car Crash J*, 2013, 57: 243-266.