



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20180372

数字出版日期: 2019-10-16; 数字出版网址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/12.1355.N.20191016.1507.012.html>

3 岁儿童颈部屈伸运动生物力学响应研究

崔世海, 封笑丹, 李海岩, 贺丽娟, 吕文乐, 阮世捷
(天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 利用 3 岁儿童头颈部有限元模型, 研究儿童颈部在屈伸运动过程中的生物力学响应. 完善了现有 3 岁儿童头颈部有限元模型, 重构儿童颈部弯曲尸体实验, 进一步验证了 3 岁儿童头颈部有限元模型有效性; 对比分析了有无肌肉组织对颈部弯曲生物力学响应的影响. 结果表明, 弯曲仿真实验的力矩-旋转角度曲线与尸体实验力矩-旋转角度曲线相符, 该模型有效性得到验证, 可用于研究儿童颈部不同载荷条件下的生物力学响应及损伤机制. 仿真实验中包含肌肉组织模型的颈部旋转角度明显小于无肌肉组织模型, 包含肌肉组织模型在弯曲时颈部韧带最大应变小于无肌肉组织颈部模型, 在研究儿童颈部生物力学响应时必须考虑肌肉的影响.

关键词: 儿童颈部有限元模型; 肌肉组织; 颈部弯曲; 生物力学响应

中图分类号: R318.01

文献标志码: A

文章编号: 1672-6510(2020)01-0067-05

Biomechanical Response of Cervical Flexion and Extension of 3-year-old Child

CUI Shihai, FENG Xiaodan, LI Haiyan, HE Lijuan, LÜ Wenle, RUAN Shijie
(College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: The finite element (FE) model of a 3-year-old child's head and neck was used to investigate the biomechanical response of the child's neck during flexion and extension. After improving the accuracy of the present FE model of the 3-year-old pediatric head and neck, the neck bending experiment of the child cadaver was reconstructed to further verify the validity of the developed FE model. Also, the effect of muscle tissues on the biomechanical response of neck bending was analyzed. The results show that the neck rotation angles and torques in the simulation experiments agree with those of cadaver experiments, which justified the validity of the new FE model. The new FE model was used to study the biomechanical response and injury mechanism of pediatric neck under different loads. In the simulation experiment, the rotation angle of the neck with muscle tissue model is obviously smaller than that without muscle tissue model, and the maximum strain of cervical ligament with muscle tissue model is also smaller than that without muscle tissue neck model when bending. Therefore, the effect of muscle tissues must be considered when the FE model is used to investigate the biomechanical response of pediatric neck.

Key words: children neck finite element model; muscle tissue; neck bending; biomechanical response

人类颈椎经常受到损伤和疾病的影响, 汽车交通事故、运动和跌落是造成颈椎损伤的主要原因^[1]. 随着汽车行业的迅猛发展, 由汽车碰撞造成的儿童发病率和死亡率越来越高, 汽车碰撞安全越来越被人们所重视. 汽车碰撞中颈部损伤的后遗症成为近几十年来临床实践中难以解决的问题, 由于缺乏具体的临床

检查结果, 导致难以准确判断颈部的损伤部位, 难以找到患者久治不愈的原因^[2]. 调查显示, 交通事故中颈部损伤发生最频繁的部位是颈部软组织, 也就是椎间盘、韧带和肌肉组织^[3]. 儿童尸体实验是研究儿童颈部损伤的重要手段, Ouyang 等^[4]和 Luck 等^[5]分别应用儿童尸体样本对儿童颈部的生物力学响应特性

收稿日期: 2018-10-23; 修回日期: 2019-04-29

基金项目: 国家自然科学基金项目 (81371360, 81471274)

作者简介: 崔世海 (1977—), 男, 山东栖霞人, 教授, shihaicui@tust.edu.cn

和耐受极限进行研究,但由于伦理原因,儿童尸体样本获取极其困难,导致采用尸体实验受到极大的限制.随着计算机技术的发展,通过构建高生物仿真度的人体有限元模型进行碰撞仿真分析成为研究儿童损伤机理的重要手段^[6-7].魏崑^[8]构建了3岁儿童颈部有限元模型并进行准静态、动态拉伸实验验证,但其动态拉伸失效位移、失效力均小于实验值,全颈椎准静态弯曲—伸展运动范围与实验值相差较大,模型全颈椎的生物逼真度仍有待提高.吕文乐等^[9]构建6岁儿童全颈椎模型,并进行不同节段的动态拉伸仿真实验、全颈椎拉伸仿真实验和儿童志愿者低速碰撞仿真实验,验证了其有效性.杜治青^[10]构建了详细的3岁儿童头颈部模型,并通过动态响应碰撞实验、轴向冲击实验和动态拉伸实验进行验证,但其对头颈部有限元模型的验证并不全面,没有进一步研究颈部模型在弯矩载荷下的有效性,同时该模型的肌肉组织等需要进一步完善.

在汽车交通事故中,肌肉等软组织的变形对颈部有一定的缓冲和保护作用,具有详细解剖学结构的带有肌肉组织的模型具有更高的生物仿真度^[11].本文应用杜治青^[10]构建的详细的3岁儿童头颈部模型,参考Ouyang等^[4]儿童尸体颈椎弯曲实验,通过仿真进一步验证了在弯矩载荷下颈部模型的有效性,同时分析了肌肉组织在屈伸运动中对3岁儿童颈部生物力学响应的影响.

1 模型与方法

1.1 模型的构建与材料

由于杜治青^[10]构建的已初步验证的3岁儿童头颈部模型中部分韧带缺失(如C1—C2椎段间的囊韧带、C1—C2椎段间棘间韧带及C2—C3椎段间棘间韧带等)、部分肌肉组织缺失(如上斜肌),所以本文对模型进行完善与补充.最终构建的模型如图1所示.该模型包括头部、颈部和颈部肌肉组织及与肌肉组织相连接的肩胛骨、锁骨等支架结构,其中头部模型包括头皮、颅骨皮质骨(内板和外板)、颅骨松质骨(板障)、颅骨骨缝、窦沟、面骨、犁骨、上颌骨、下颌骨、牙齿、脑脊液、大脑、小脑、脑干、脑室、海马体、胼胝体、间脑、大脑镰、小脑幕、硬脑膜、软脑膜等组织结构,颈部模型包括枕骨、C1—C7椎骨、椎间盘、前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带(LF)、关节囊韧带(CL)、棘间韧带(ISL)、棘上韧带(SSL)、翼韧带(AL)、横韧带(TL)、终板、生长板、小关节软骨、

椎体软骨、横突软骨和脊髓.颈部肌肉组织包括头夹肌、头半棘肌、斜方肌、胸锁乳突肌、肩胛提肌、后斜角肌、中斜角肌、斜角肌、上斜肌、颈夹肌等.另外,模型还包含T1、T2胸椎.模型中采用的材料参数均取自文献^[9-10, 12],其中肌肉主要由肌纤维构成,其力学特性非常复杂,本文中肌肉模型采用线性黏弹性材料,参数如下:杨氏弹性模量20 MPa,密度 1.2 g/cm^3 ,泊松比0.2.

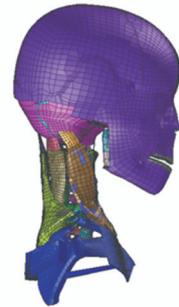


图1 3岁儿童头颈部有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the head and neck of 3-year-old children

1.2 仿真实验设置

杜治青^[10]虽对3岁儿童头颈部进行初步验证,但对弯矩载荷下模型的有效性未进行验证.Ouyang等^[4]利用2~12岁附有韧带的头颈部复合体样本进行如图2(a)所示的儿童尸体准静态屈伸实验,尸体实验中为了增加颈椎的可视性切除了颈部肌组织,将头颈部复合体倒置于特定的实验装置中,在标本颈部施加纯力矩进行准静态的屈伸运动.参考尸体实验,将去除肌肉组织及支架结构的头颈部有限元模型倒置,固定整个头部模型的6个自由度(3个平移和3个旋转),仿真实验设置如图2(b)所示,在骨水泥包裹的T2胸椎处施加一纯力矩,所施加的最大力矩为 $-2.4 \text{ N}\cdot\text{m}$ (伸展)和 $2.4 \text{ N}\cdot\text{m}$ (屈曲),在屈曲和伸展时都施加递进负载(屈曲为0.8、1.6、 $2.4 \text{ N}\cdot\text{m}$,伸展为 -0.8 、 -1.6 、 $-2.4 \text{ N}\cdot\text{m}$).在每一加载过程中,测量T2、C2的绝对旋转角度及T2、C2的相对旋转角度.仿真计算均在PAM-Crash(ESI-Group,法国)有限元分析软件中完成.

为研究肌肉组织对儿童颈部生物力学响应的影响,本文进一步对包含肌肉组织以及肩胛骨与锁骨等支架结构的头颈部有限元模型进行仿真实验.为防止对3岁儿童屈伸实验的影响是由肩胛骨、锁骨等结构组成的支架造成的,本文单独进行只有支架与头颈部结合体而没有肌肉组织的仿真实验二(如图2(c)所示),对包含肌肉组织的模型进行仿真实验三(如图

2(d)所示). 仿真实验二、三的设置与仿真实验一完全相同.

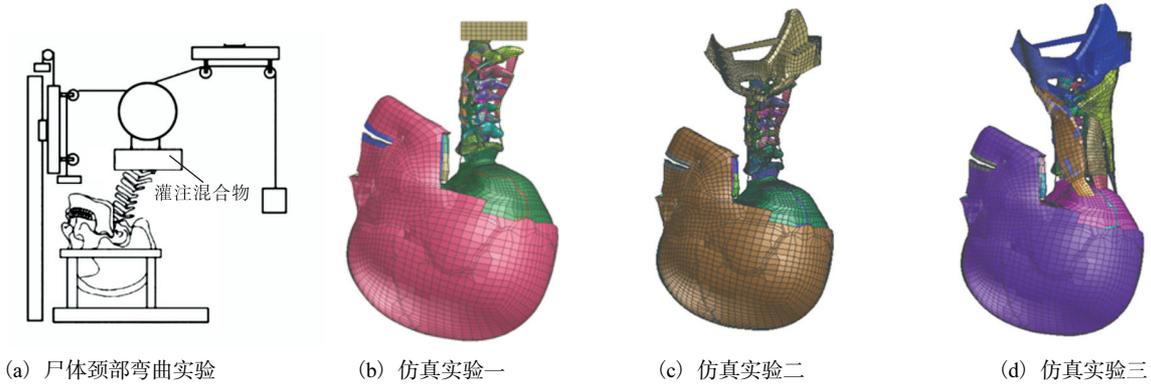


图2 儿童颈部尸体弯曲实验和仿真实验设置

Fig. 2 Pediatric cadaver test and CAE simulation setup under bending load conditions

2 结果与分析

2.1 肌肉组织对颈部旋转角度的影响

仿真实验的力矩-旋转角度数据如图3所示, 图中CAE1为无肌肉头颈部模型数据、CAE2为无肌肉包含支架头颈部模型数据、CAE3为有肌肉头颈部模型数据(下同). 其中, 图3(a)为颈椎C2绝对旋转

角度与力矩数据, 图3(b)为胸椎T2的绝对旋转角度与力矩数据, 图3(c)为C2-T2的相对旋转角度与力矩数据. 因本仿真实验研究对象为3岁儿童, 故选取尸体实验样本中2岁、2.5岁和2个3岁儿童尸体实验数据进行对比. 仿真实验中需要计算出颈椎施加力矩与颈部旋转角度之间的比率, 该比率为儿童颈椎在矢状面弯曲到某一特定点时的平均弯曲刚度^[4].

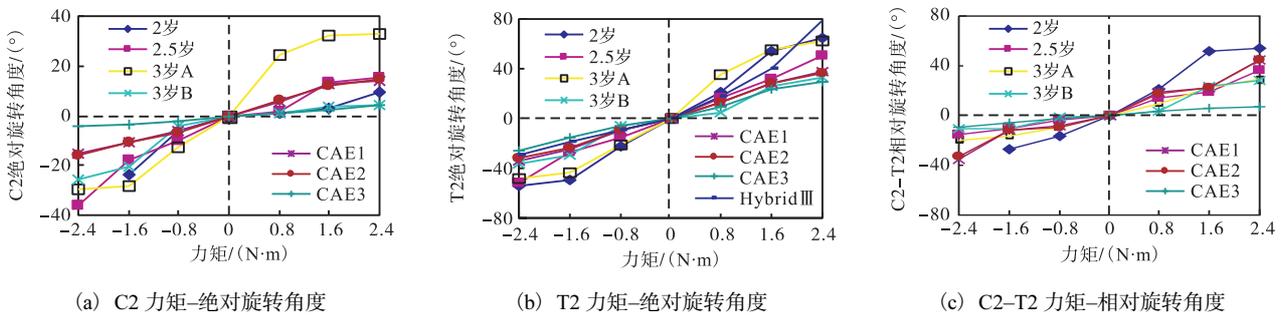


图3 仿真实验的力矩-旋转角度数据

Fig. 3 Moment-rotation data of all cadaver specimen

由图3中仿真实验一曲线可知, 仿真实验曲线与尸体实验曲线吻合较好. 仿真实验一由C2-T2的相对旋转角度、T2的绝对旋转角度、C2的绝对旋转角度计算出儿童颈椎的平均弯曲刚度分别为0.077、0.042、0.146 N·m/(°). Ouyang等^[4]利用10个2~12岁儿童尸体标本进行颈椎弯曲实验得到的C2-T2、T2及C2的平均弯曲刚度分别为(0.071 ± 0.018) N·m/(°)、(0.041 ± 0.007) N·m/(°)、(0.718 ± 0.068) N·m/(°), 可以看出, 仿真实验中计算得到的儿童颈椎弯曲刚度落在尸体实验平均弯曲刚度范围内. 另外, 仿真实验所得的由C2的绝对旋转角度计算的颈椎平均弯曲刚度虽与尸体实验所得相差较大, 但与两个3岁儿童尸体实验所得平均弯曲刚度相差较小. 根

据仿真实验与尸体实验数据的结果比较可以看出, 该头颈部有限元模型可以较好地反映准静态弯曲伸展的生物力学特性, 模型具有较高的生物仿真度.

根据仿真实验一与仿真实验二的实验结果对比可知, 由肩胛骨、锁骨等结构组成的支架在颈部屈伸实验中对平均弯曲刚度无影响, 仿真实验三与仿真实验一的生物力学响应结果差异是由肌肉组织造成的. Ouyang等^[4]尸体实验所用的最大弯矩载荷2.4 N·m为保证颈椎不受损伤的弯矩载荷. 在弯矩载荷作用下, 尸体实验和仿真实验一由于缺少肌肉组织的约束作用, 在最大载荷为2.4 N·m的加载条件下, 颈部旋转相对较大. 由图3中的CAE1曲线和CAE3曲线对比可以看出仿真实验三颈部旋转角度明显减小, 肌

肉组织对颈部在屈曲伸展过程中的颈椎具有很好的缓冲和保护作用,可有效防止颈部过大的旋转变形.

2.2 肌肉组织对韧带最大应变的影响

颈部运动时主要承受的载荷为弯矩、压力、拉力、扭矩和剪切力. 在颈部承受弯矩时即本仿真实验

所模拟的颈部弯曲过程中, 棘上韧带 (SSL)、棘间韧带 (ISL) 以及囊韧带 (CL) 发生较大的应变, 容易发生损伤, 故对 SSL、ISL、CL 的应变结果进行分析. 屈曲仿真实验中不同屈曲弯矩下颈部韧带 ISL、SSL 和 CL 的最大应变如图 4 所示.

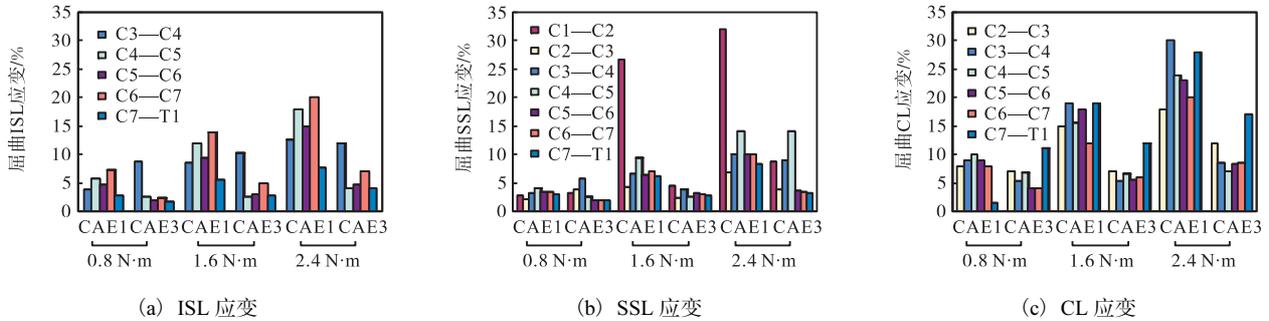


图 4 屈曲实验中颈部韧带最大应变

Fig. 4 The maximum strain of neck ligament in flexion bending test

在屈曲载荷不同时, 不同椎段间的韧带最大应变不同, 棘间韧带、棘上韧带、囊韧带的椎段间韧带最大应变随弯矩的增大而增大, 对于棘上韧带, 上颈椎拉伸更明显, 其中 C1—C2 间韧带应变最大达到 32%; 对于棘间韧带, C6—C7 间韧带拉伸最明显, 最大应变为 20%; 囊韧带在 C3—C4 椎段应变最大为 30%. 通过对比无肌肉模型与有肌肉模型的结果可以

发现, 有肌肉模型的韧带最大应变普遍小于无肌肉模型仿真实验, 即在颈部弯曲运动过程中, 肌肉组织可以有效减小颈部的最大应变, 从而保护颈部韧带. 同样, 对于棘上韧带和关节囊韧带而言, 肌肉组织能够减小韧带最大应变, 保护颈部韧带.

伸展仿真实验中不同弯矩载荷下颈部韧带 ISL、SSL 和 CL 的最大应变如图 5 所示.

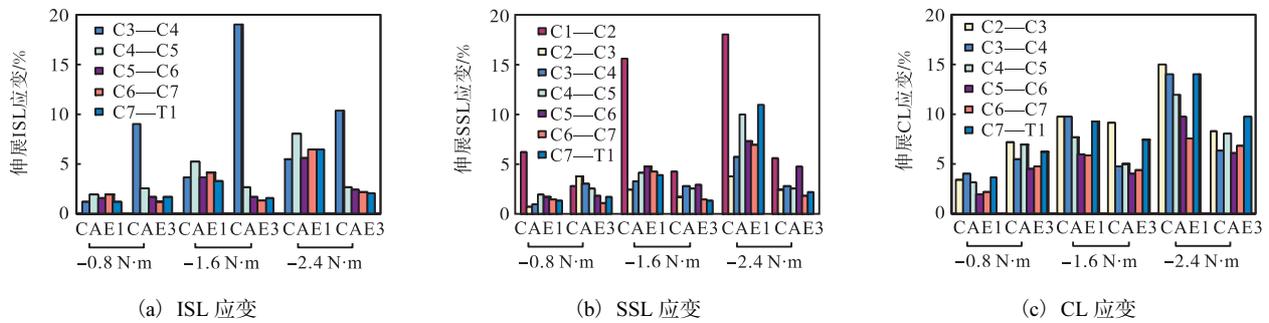


图 5 伸展实验中颈部韧带最大应变

Fig. 5 The maximum strain of neck ligament in extension bending test

由图 5 可知: 在伸展实验中, 各韧带最大应变基本随加载弯矩的增大而增大. 对于棘上韧带, 上颈椎拉伸更明显, 其中 C1—C2 间韧带应变最大达到 18%. 对于棘间韧带, 最大应变发生在 C3—C4 椎段, 最大应变为 9%. 对于囊韧带, 最大应变发生在 C2—C3 椎段, 最大应变为 10%. 通过对比无肌肉模型与有肌肉模型可以发现, 对于棘间韧带和棘上韧带, 在施加 -1.6 N·m 和 -2.4 N·m 弯矩载荷时, 韧带最大应变规律与屈曲状态时相同, 除棘间韧带中 C3—C4 椎段和棘上韧带中 C1—C2 椎段外, 其他韧带最大应变有肌肉模型均小于无肌肉有限元模型. 对于

囊韧带而言, 有肌肉模型韧带最大应变也小于无肌肉有限元模型, 故肌肉组织在颈部伸展过程中能够减小韧带应变, 保护颈部软组织.

3 讨论

颈部损伤多发生在颈椎过度弯曲和伸展过程中, 相对成人, 儿童颈椎更容易发生损伤. 本文利用现有的 3 岁儿童颈部有限元模型, 并参考 Ouyang 等^[4]尸体实验进行儿童颈部弯曲仿真实验, 进一步验证模型有效性的同时, 分析了屈曲和伸展过程中肌肉组织对

颈部生物力学响应的影响. 本文所施加弯矩载荷最大为 $2.4\text{ N}\cdot\text{m}$, 此时儿童颈椎未发生损伤. 由于国内外研究中对于儿童颈部耐受限度尚不明确, 采用成人韧带应变极限^[12]作为损伤耐受限度, 本研究中韧带最大应变均小于成人颈部韧带极限应变. 肌肉组织使颈部弯曲刚度增大, 在弯矩载荷的作用下, 肌肉组织通过缓冲吸能较好地保护颈椎. 儿童颈部在弯曲时韧带的最大应变随着弯矩载荷的增大而增大, 屈曲和伸展时韧带的最大应变发生在不同的椎段间, 肌肉组织可以较好地缓解弯曲过程中颈部韧带的应变, 防止韧带失效, 缓解韧带在屈曲伸展过程的损伤.

2009年, Zhang等^[13]利用 Hybrid III型假人提取了头颈部有限元模型, 参考 Ouyang等^[4]尸体实验进行相同条件下的弯曲仿真实验, 从图3(b)中可以明显看出 Hybrid III型假人有限元模型在伸展(即弯矩载荷为负值时)过程中随着载荷的增大颈部旋转增大, 尤其在 $-2.4\text{ N}\cdot\text{m}$ 的载荷下, 颈部旋转角度超出尸体实验的范围, 而本模型仿真实验数据在尸体实验数据范围内; 在屈曲(即弯矩载荷为正值时)过程中, 本模型与 Hybrid III型假人模型均小于尸体实验数据, 但本文所用有限元模型更接近尸体实验数据. 因此, 在颈部弯曲仿真实验中, 本模型比 Hybrid III型假人颈部模型具有更大的生物仿真度.

4 结 语

本文在现有的3岁儿童头颈部有限元模型的基础上, 对有限元模型进行进一步的验证, 对比了在弯矩载荷的作用下颈部肌肉组织对弯曲的影响, 并分析了棘间韧带、棘上韧带以及囊韧带在弯曲实验中的最大应变. 结果显示: 该模型在弯曲实验中力矩与旋转数据与尸体实验数据吻合较好, 颈部肌肉组织对颈椎弯曲起到了很好的保护作用. 本研究中构建的3岁儿童头颈部有限元模型可以较好地反映3岁儿童颈部生物力学特性, 具有较高的生物仿真度, 为进一步研究儿童交通事故中的颈部损伤提供了数据支撑. 在下一步研究工作中, 该颈部模型将会应用于整人儿童乘员的有限元模型中. 本研究中所用模型肌肉组织不具备主动特性, 因此在今后的研究中还应探讨在保证肌肉几何形状的基础上如何表征肌肉受刺激时所产生的主动特性.

参考文献:

- [1] Wheeldon J A, Pintar F A, Knowles S, et al. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine[J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(2): 375–380.
- [2] Bunketorp O B, Elisson L K. Cervical status after neck sprains in frontal and rear-end car impacts[J]. *Injury*, 2012, 43(4): 423–430.
- [3] Östh J, Mendoza-Vazquez M, Sato F, et al. A female head-neck model for rear impact simulations[J]. *Journal of Biomechanics*, 2017, 51: 49–56.
- [4] Ouyang J, Zhu Q, Zhao W, et al. Biomechanical assessment of the pediatric cervical spine under bending and tensile loading[J]. *Spine*, 2005, 30(24): E716–E723.
- [5] Luck J F, Nightingale R W, Loyd A M, et al. Tensile mechanical properties of the perinatal and pediatric PMHS osteoligamentous cervical spine[J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2008, 52: 107–134.
- [6] Roth S, Vappou J, Raul J S, et al. Child head injury criteria investigation through numerical simulation of real world trauma[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2009, 93(1): 32–45.
- [7] Cui S, Chen Y, Li H, et al. Development, validation and parametric study of a 3-year-old child head finite element model[J]. *3D Research*, 2015, 6(4): 1–10.
- [8] 魏崑. 三岁儿童颈部有限元模型开发与验证[D]. 长沙: 湖南大学, 2014.
- [9] 吕文乐, 阮世捷, 李海岩, 等. 6岁儿童全颈有限元模型的构建及验证[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 95–101.
- [10] 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.
- [11] 崔世海, 单蕾蕾, 李海岩, 等. 肌肉生物仿真度对六岁儿童胸部碰撞生物力学响应的影响[J]. *生物医学工程杂志*, 2017, 34(1): 41–47.
- [12] Yoganandan N A, Pintar F A, Kumaresan S, et al. Pediatric and small female neck injury scale factors and tolerance based on human spine biomechanical characteristics[C]//Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference. Montpellier: International Research Council on Biomechanics of Injury, 2000: 345–359.
- [13] Zhang W, Kapoor T, Altenhof W, et al. Implementation of child biomechanical neck behaviour into a child FE model[R]. Warrendale: SAE, 2009.

责任编辑: 周建军

[1] Wheeldon J A, Pintar F A, Knowles S, et al. Experimen-