

文章编号:1004-7220(2016)02-0095-07

· 论 著 ·

6岁儿童全颈有限元模型的构建及验证

吕文乐¹, 阮世捷¹, 李海岩¹, 崔世海¹, 贺丽娟¹, 王春祥²

(1. 天津科技大学 损伤生物力学与车辆安全工程中心, 天津 300222; 2. 天津市儿童医院 影像科, 天津 300222)

摘要: **目的** 利用6岁儿童颈部有限元模型预测不同载荷下颈部损伤的力学响应。**方法** 基于CT图像构建具有真实肌肉的6岁儿童颈部有限元模型,应用该模型通过分别重构儿童颈椎不同节段的动态拉伸实验、全颈椎拉伸实验和儿童志愿者低速碰撞实验验证其有效性。**结果** 不同椎段拉伸仿真试验和全颈椎拉伸仿真试验中的力-位移曲线能够较好吻合实验曲线;儿童志愿者仿真试验的头部角速度-时间历程曲线位于实验数据通道内,吻合较好。**结论** 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。

关键词: 6岁儿童颈部; 力学响应; 有限元模型; 碰撞试验

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.02.095

Development and validation of finite element model for 6-year-old pediatric neck

LÜ Wen-le¹, RUAN Shi-jie¹, LI Hai-yan¹, CUI Shi-hai¹, HE Li-juan¹, WANG Chun-xiang²

(1. Center for Injury Biomechanics and Vehicle Safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. Department of Radiology, Tianjin Children's Hospital, Tianjin 300222, China)

Abstract: **Objective** To predict mechanical responses of neck injuries under different loading conditions based on the finite element model of 6-year-old pediatric neck. **Methods** The finite element model of 6-year-old pediatric neck with real anatomical structural muscles was developed according to the CT images. The model was verified by reconstructing the dynamic tensile test of different cervical spine segments, the tensile test of full cervical spine and low speed impact experiment of pediatric volunteers. **Results** The force-displacement curves, obtained from the simulations on tensile test of different cervical spine segments and tensile test of full cervical spine, were in good agreement with the experimental curves. The head angular velocity-time curve obtained from simulations by pediatric volunteer was consistent with the corridor obtained from experimental data. **Conclusions** The model is validated and can be used for studying the biomechanical responses and injury mechanism of pediatric neck under different loading conditions.

Key words: 6-year-old pediatric neck; Mechanical responses; Finite element model; Impact experiment

对于8岁以下的儿童来说,行人交通事故和跌落是造成颈部损伤的最主要因素^[1-2]。儿童脊椎损伤具有较高的发病率和死亡率^[3],其中60%~80%的儿童脊椎损伤属于颈椎损伤^[4]。儿童颈部与成

人颈部之间存在显著的解剖学特征差异,儿童颈部具有未发育成熟的肌肉^[5]、相对松弛的韧带^[6]、相对水平的关节面^[7]、楔形的椎体和未发育完全的钩突^[8],而这些解剖学差异使得儿童的上颈椎和颅颈

收稿日期:2015-09-28; 修回日期:2015-10-10

基金项目:国家自然科学基金项目(81201015,81371360,81471274)。

通信作者:阮世捷,教授,E-mail: jruan36@yahoo.com。

交界区更容易产生损伤^[9]。因此,研究儿童颈部的生物力学特性和损伤机制对儿童颈部保护具有重要意义。

国内外关于儿童颈部尸体实验的研究较少。Ouyang等^[10]利用10个2~12岁儿童全颈椎样本进行准静态屈伸弯曲实验和破坏性拉伸实验,获得不同年龄段儿童颈部的弯曲、拉伸特性。Luck等^[11]将24个20周~18岁儿童头颈部样本各分割成3个椎段(O~C2、C4~5和C6~7),利用这些样本进行动态拉伸实验,从而获得儿童颈椎各个椎段的最终失效拉力、最终失效位移和拉伸刚度。为了研究碰撞过程中颈部的动态响应,研究人员征集志愿者开展滑车试验。Arbogast等^[12]针对30个6~40岁志愿者进行滑车试验,其中包括20个6~14岁儿童志愿者,实验最终获得头部、颈椎等位置标记点的运动轨迹和安全带、坐垫及足部作用力。这些有限的儿童颈部尸体实验和志愿者实验为儿童颈部有限元模型的开发和有效性验证提供了数据支持。

相对于发展较早的成人颈部有限元模型研究^[13-14],有关儿童颈部有限元模型研究的报道较少。Kumaresan等^[15]通过缩放1个33岁成人颈椎模型获得1、3和6岁儿童C4~6椎段有限元模型,缩放过程中考虑了骨化中心、生长板、椎体及小关节面角度的变化。Mizuno等^[16]通过缩放第50百分位成年男性THUMS模型获得1个3岁儿童全颈椎有限元模型,其中颈部尺寸数据均基于美国儿童的人体测量数据。Meyer等^[17]基于儿童几何数据构建1个3岁儿童颈椎有限元模型,该模型未构建肌肉模型,且椎间盘也未区分纤维环和髓核。Dong等^[18]基于儿童CT图像构建1个10岁儿童全颈椎有限元模型,模型中构建了终板和生长板,椎间盘详细区分了髓核、纤维环和纤维环纤维。曹立波等^[19]基于CT图像构建1个3岁儿童C4~5椎段有限元模型,其中构建了横突软骨和椎体软骨。

本文参考现有的儿童颈椎尸体拉伸实验及儿童志愿者实验,应用儿童颈部有限元模型分别重构6岁儿童不同椎段的拉伸实验、全颈椎拉伸实验和儿童志愿者实验,通过比较仿真结果和实验数据验证模型的有效性,并分析不同载荷下儿童颈部损伤的生物力学响应。

1 材料与方法

1.1 6岁儿童颈部有限元模型的构建

本文在已构建的6岁儿童颈椎有限元模型^[20]基础上,依据1名健康6岁儿童(身高1.135 m,体重20.0 kg)医用CT图像,构建具有真实解剖学结构的肌肉模型,从而构建完整的儿童颈部有限元模型(见图1)。该模型可分为骨骼和软组织模型两部分,其中骨骼模型是包括颈椎在内的全颈椎模型,模型中颈椎分为密质骨和松质骨;椎间盘模型由三部分构成:髓核、纤维环和纤维环纤维;其中颈椎密质骨、终板、生长板和纤维环纤维均应用壳单元模拟,韧带应用膜单元模拟。软组织模型是颈部肌肉、脂肪、脊髓和皮肤模型,其中肌肉模型包括斜方肌、头夹肌、头半棘肌、头后直肌和头下斜肌等。肌肉和脂肪采用六面体单元模拟,皮肤采用壳单元模拟。整个颈部模型共有161 586个单元,143 652个节点,其中实体单元个数为96 144,壳单元和膜单元个数为65 442。应用HyperMesh 12.0软件完成各组织的网格划分,单元最小尺寸为0.39 mm。

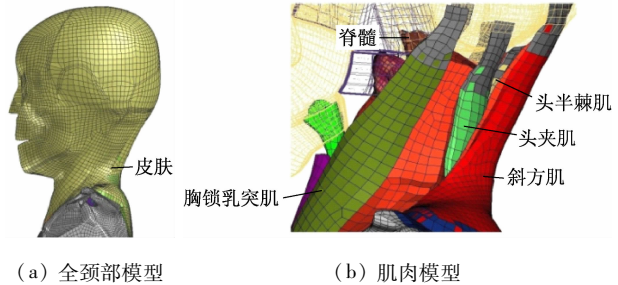


图1 6岁儿童颈部有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the 6-year-old pediatric neck

(a) Full neck model, (b) Muscle model

1.2 颈部材料参数

由于儿童材料试验的开展受到诸多因素限制,查阅文献获得的儿童材料参数十分稀少,目前多数儿童有限元模型研究所采用的材料参数通过缩放方法获得。

本研究中,6岁儿童颈椎模型所采用的材料参数通过缩放成人参数获得,其中的缩放系数和成人材料参数均从文献中获得。定义6岁儿童颈椎密质骨材料缩放系数为0.656 2^[21]。McCalden等^[22]研究发现,脊椎松质骨的弹性模量随年龄增加而减小,

约每增加 10 岁减小 10%。将成人年龄设定为 40 岁,则计算获得 6 岁儿童颈椎松质骨弹性模量的缩放系数为 1.52。通过文献获得成人颈椎密质骨、松质骨的弹性模量分别为 1.0 ~ 1.5 GPa^[23-24] 和 100 ~ 500 MPa^[25-27],并将缩放系数和成人弹性模量相乘,取中间值作为 6 岁儿童颈椎密质骨材料参数。

儿童的韧带与成人相比较为松弛^[6],本文参考

Yoganandan 等^[28]的研究,将颈部韧带材料的缩放系数定义为 0.861,将纤维环、纤维环纤维、终板材料的缩放系数定义为 0.734。由于髓核几乎不承受拉力载荷,模型采用成人髓核的材料参数。现有研究表明,软组织的材料属性与年龄没有关系,故模型中软组织的材料参数设置与成人材料参数相一致^[25,29-30]。模型所采用的材料参数如表 1 所示。

表 1 6 岁儿童颈椎模型的材料参数及单元类型

Tab.1 Material properties and element types for FE model of 6-year-old pediatric cervical spine

	材料模型	材料参数	缩放系数	单元类型
颈椎密质骨	弹塑性	$\rho = 1.61 \text{ kg/mm}^3$, $E = 820.25 \text{ MPa}$, $\nu = 0.29$, $\sigma_y = 71.66 \text{ MPa}$	0.656 2 ^[19]	壳单元
颈椎松质骨	弹塑性	$\rho = 1.83 \text{ kg/mm}^3$, $E = 456.0 \text{ MPa}$, $\nu = 0.2$, $\sigma_y = 3.52 \text{ MPa}$	1.52 ^[20]	六面体
纤维环	弹性	$E = 2.50 \text{ MPa}$, $\nu = 0.4$		六面体
髓核	线黏弹性	$\rho = 1.04 \text{ kg/mm}^3$, $K = 1\ 655.17 \text{ MPa}$, $G_0 = 0.15 \text{ MPa}$, $G_\infty = 13.21 \text{ MPa}$	0.734 ^[26]	六面体
终板	弹性	$\rho = 1.61 \text{ kg/mm}^3$, $\nu = 0.3$, $E = 4\ 085.78 \text{ MPa}$		壳单元
生长板	弹塑性	$\rho = 1.36 \text{ kg/mm}^3$, $\nu = 0.4$, $E = 25.0 \text{ MPa}$, $\sigma_y = 10.0 \text{ MPa}$	1	壳单元
肌肉/软组织	线黏弹性	$\rho = 1.10 \text{ kg/mm}^3$, $K = 1.33 \text{ MPa}$, $G_0 = 0.14 \text{ MPa}$, $G_\infty = 0.04 \text{ MPa}$	1	六面体
皮肤	弹性	$\rho = 1.00 \text{ kg/mm}^3$, $E = 31.5 \text{ MPa}$, $\nu = 0.45$	1	壳单元
前纵韧带		$E = 10.25 \text{ MPa}$, $\delta = 0.78$, $\sigma_y = 7.2 \text{ MPa}$		
后纵韧带		$E = 10.76 \text{ MPa}$, $\delta = 0.56$, $\sigma_y = 5.42 \text{ MPa}$		
囊韧带	带失效的 弹塑性	$E = 6.63 \text{ MPa}$, $\delta = 0.96$, $\sigma_y = 4.48 \text{ MPa}$	0.861 ^[26]	膜单元
黄韧带		$E = 2.07 \text{ MPa}$, $\delta = 0.45$, $\sigma_y = 2.27 \text{ MPa}$		
棘间韧带		$E = 2.93 \text{ MPa}$, $\delta = 0.39$, $\sigma_y = 2.56 \text{ MPa}$		

1.3 6 岁儿童颈部模型的有效性验证

模型通过重构儿童颈椎不同椎段的动态拉伸实验、全颈椎拉伸实验和儿童志愿者低速碰撞实验验证其有效性。仿真计算在 PAM-Crash (ESI-Group, 法国)有限元分析软件中完成。

1.3.1 儿童颈椎不同椎段的动态拉伸实验 Luck 等^[11]基于 24 个年龄 20 周 ~ 18 岁仅具有韧带的头颈复合体尸体样本,将每个样本分成 O ~ C2(枕骨-枢椎)、C4 ~ 5 和 C6 ~ 7 椎段进行动态拉伸实验。

实验中应用骨水泥将不同椎段椎体的上下端面部分固定,并与实验装置中的运动机构和固定装置连接。仿真试验中的加载条件和约束设置与尸体实验相同。C4 ~ 5 椎段模型的仿真试验设置如图 2 所示,将 C5 骨水泥下端完全约束,同时给 C4 上端以位移方式施加 230 mm/s 的加载速率。其他两个椎段实验设置与 C4 ~ 5 椎段相同,最终将仿真试验获得的力(F)-位移(l)曲线与 6 岁儿童颈椎的尸体实验数据相比较,从而验证各个椎段模型的有效性。

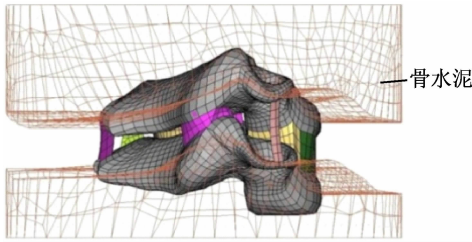


图2 6岁儿童C4~5椎段模型的仿真设置

Fig.2 Simulation setup for C4-5 vertebral segment of 6-year-old child

1.3.2 儿童全颈椎拉伸实验 Ouyang 等^[10]利用2~12岁附有韧带的头颈复合体样本进行拉伸实验,利用特定的实验装置通过头部质心给其施加恒定速率5 mm/s,同时头部在矢状面内可以自由转动。另外,利用骨水泥将T1包裹与实验装置固定连接,在骨水泥下端测量力的变化情况。仿真试验设置与儿童颈椎尸体实验相同,定义输出头部质心的位移,通过儿童全颈椎仿真试验获得的 $F-l$ 曲线与6岁儿童尸体实验数据的对比,验证模型的有效性。

1.3.3 儿童志愿者低速碰撞实验 Arbogast 等^[12]针对20个6~14岁儿童志愿者进行低速台车正碰实验,通过头顶、外耳道、鼻根点、枕骨后最远点、C4和T1等位置的标记点,跟踪记录实验过程中的运动轨迹。本文参考6~8岁儿童组志愿者的实验数据,仿真试验设置与6岁志愿者实验相一致。仿真试验中,将儿童颈部以下部分用一个等质量的刚体代替,约束其4个自由度以保证在矢状面内的移动和转动,并对其施加与志愿者实验^[12]相同的速度变化曲线(见图3);且整个模型施加重力加速度,定义输出头部质心的角速度。将仿真试验中的头部角速度-时间历程曲线与6~8岁儿童志愿者实验数据通道相对比,验证模型的有效性。

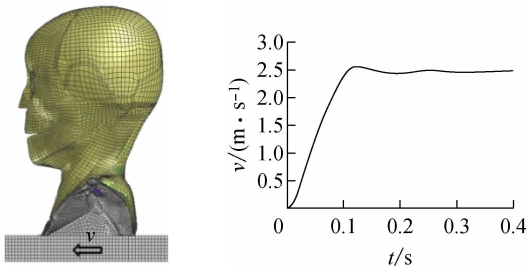


图3 儿童志愿者低速碰撞仿真试验及速度曲线

Fig.3 Simulation of lower speed impact test on pediatric volunteer and speed curve

2 结果与讨论

2.1 儿童颈椎不同椎段拉伸试验验证

图4所示为仿真试验和 Luck 等^[6,11]不同颈椎段尸体实验的 $F-l$ 曲线对比。由图4(a)中O~C2椎段的 $F-l$ 曲线可知,在第1峰值出现之前,仿真曲线与尸体实验曲线吻合较好。当仿真曲线的第1峰值出现时,O~C2椎段的覆膜开始出现失效,此时的峰值力较尸体实验数据小9.3%。力的最大值出现在关节囊韧带开始失效时,此时的力较实验数据小6.0%。另外,随着韧带失效部位的增多,力减小的趋势逐渐增大。图4(b)所示为儿童颈椎C4~5椎段的 $F-l$ 曲线,其中实线和虚线分别表示仿真试验和尸体实验曲线,可以发现两条曲线变化趋势比较吻合。实心三角符号代表6岁儿童C4~5尸体实验获得的力的第1个峰值和最大值,且仿真结果与尸体实验数据间的差异程度分别为26.5%和1.3%。当仿真曲线出现第1个峰值时,C4~5椎段的后纵韧带开始失效;在第2个峰值时,囊韧带和棘间韧带也开始失效;当力达到最大值时,后纵韧带和囊韧带失效的程度逐渐加剧,使得韧带产生部分韧带断裂损伤。图4(c)所示为儿童C6~7椎段仿真试验和尸体实验的 $F-l$ 曲线。通过对比发现,两条曲线的变化趋势较为一致,仿真试验获得的力的峰值和最大值(实心圆表示)与尸体实验结果接近,两者数据间的差异程度分别为4.2%和9.8%。当仿真曲线出现第1个峰值时,C6~7椎段的后纵韧带局部产生失效;当力达到最大值时,囊韧带开始失效且后纵韧带失效部位增多,最终后纵韧带和囊韧带产生局部韧带撕裂损伤。

2.2 全颈椎拉伸试验验证

图5所示为6岁儿童全颈椎拉伸仿真试验获得的 $F-l$ 曲线,并与 Ouyang 等^[10]的儿童颈椎尸体实验结果相对比。仿真试验的 $F-l$ 曲线变化趋势与尸体实验数据基本相符。当位移在0~13.44 mm和22.20~24.15 mm范围时,仿真试验获得的力较尸体实验结果略大;仿真试验中力的最大值比尸体实验数据小2.4%,且力达到最大值时,仿真模型中C1~2的囊韧带开始失效,同时C3~4生长板出现失效,使得 $F-l$ 曲线达到最大值后呈下降趋势。

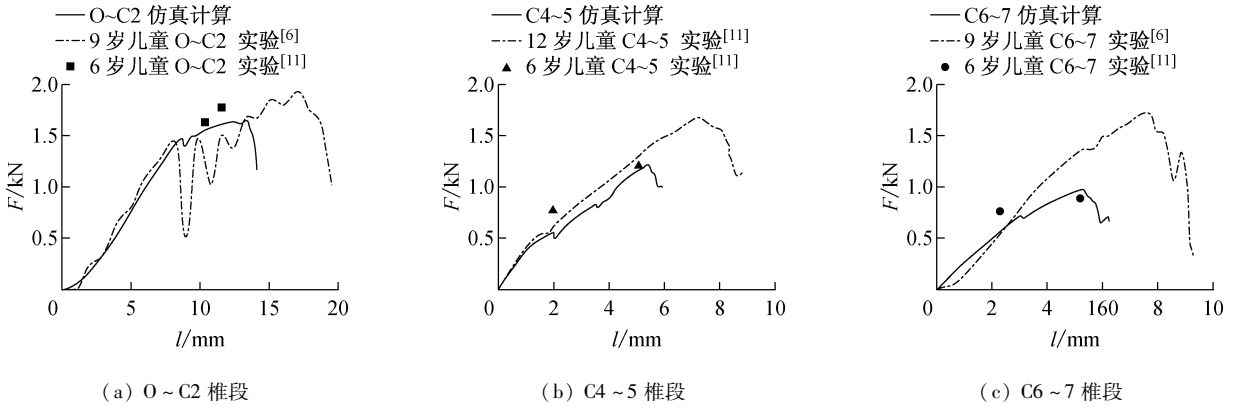
图4 儿童颈椎动态拉伸仿真试验和尸体实验的 $F-l$ 曲线

Fig. 4 Force-displacement curves of pediatric cervical spine tension test in simulations and experiments

(a) O-C2 segment, (b) C4-5 segment, (c) C6-7 segment

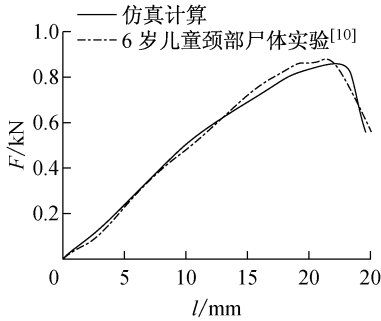
图5 6岁儿童全颈椎拉伸仿真试验的 $F-l$ 曲线

Fig. 5 Force-displacement curve of full cervical tensile test for 6-year-old child

2.3 儿童志愿者低速碰撞

图6所示为6岁儿童志愿者低速仿真试验中的头部角速度变化曲线,仿真曲线能够较好地吻合志愿者实验数据通道。仿真试验中头部角速度为0时,C4~6椎间盘内缘部分承受压力,外缘部分承受拉力最大。

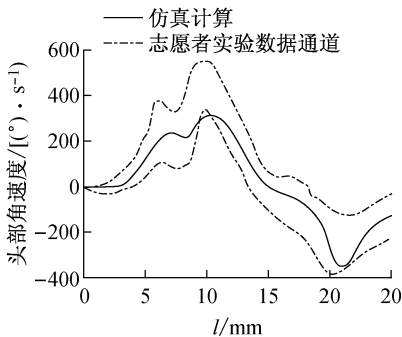


图6 儿童志愿者低速碰撞仿真试验的头部角速度-时间历程曲线

Fig. 6 Head angular velocity-time curve of low impact test for pediatric volunteer

儿童颈椎不同节段和全椎段拉伸仿真试验的 $F-l$ 曲线与实验数据比较吻合(见图4、5),仿真试验中力和位移的最大值与实验数据存在一定的差异,主要原因如下:①尸体实验采用的样本多数由于疾病导致其组织的生物力学响应与正常儿童存在差异性;②模型中韧带、椎间盘等组织的材料参数通过缩放成人材料获得,缩放依据的是从文献中获得的相应年龄的缩放系数,但缩放方法存在一定程度的局限性^[31];③韧带的力学性质具有一定的率依赖性^[32],本文没有考虑应变率对韧带力学响应的影响;④6岁儿童全颈椎拉伸仿真试验中损伤发生在C4的下生长板处,而尸体实验中损伤发生在C5和C7的上终板。推测造成这种差异的原因是实际各椎间同种韧带的材料特性存在差异性^[33],而本文模型中各椎间同种类型韧带采用相同的材料参数,使得仿真试验中力的传递和分布情况与实验不一致。儿童志愿者低速碰撞实验中加速度最大值约为3g,而交通事故中人体承受的加速度远大于该值。为了更好地应用本文模型研究交通事故中儿童颈椎的损伤机制,下一步工作还需采用更为准确的韧带材料模型,验证较高碰撞速度下该模型的有效性。

3 结语

本文基于CT图像和已构建的6岁儿童颈椎模型,构建了具有真实肌肉、皮肤和脊髓等组织的6岁儿童颈部有限元模型。应用该模型重构儿童颈椎不同节段动态拉伸实验、全颈椎拉伸实验和儿童志愿者低速碰撞实验,以验证其有效性。仿真结果表明,

该模型在不同椎段拉伸试验和全颈椎拉伸试验中的 $F-l$ 曲线与实验数据吻合较好;儿童志愿者低速碰撞仿真试验的头部角速度-时间历程曲线在实验数据通道内。该模型能够较好地反映儿童颈部在不同载荷条件下的生物力学响应,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数据支撑。在下一步工作中,该颈部模型将会应用于全尺寸6岁儿童行人和乘员的有限元模型中。

参考文献:

- [1] Hamilton MG, Myles ST. Pediatric spinal injury: Review of 61 deaths [J]. *J Neurosurg*, 2009, 77(5): 705-708.
- [2] Hill SA, Miller CA, Kosnik EJ, et al. Pediatric neck injuries. A clinical study [J]. *J Neurosurg*, 1984, 60(4): 700-706.
- [3] Li Y, Glotzbecker MP, Hedequist D, et al. Pediatric spinal trauma [J]. *Trauma*, 2012, 14(1): 82-96.
- [4] Platzer P, Jandl M, Thalhammer G, et al. Cervical spine injuries in pediatric patients [J]. *J Trauma*, 2005, 62(2): 389-396.
- [5] McCall T, Fassett D, Brockmeyer D. Cervical spine trauma in children: A review [J]. *Neurosurg Focus*, 2006, 20(2): E5.
- [6] Luck JF, Nightingale RW, Loyd AM, et al. Tensile mechanical properties of the perinatal and pediatric PMHS osteoligamentous cervical spine [J]. *Stapp Car Crash J*, 2008, 52: 107-134.
- [7] Kasai T, Ikata T, Katoh S, et al. Growth of the cervical spine with special reference to its lordosis and mobility [J]. *Spine*, 1976, 21(18): 2067-2073.
- [8] Fesmire FM, Luten RC. The pediatric cervical spine: Developmental anatomy and clinical aspects [J]. *J Emerg Med*, 1989, 7(2): 133-142.
- [9] Khanna G, El-Khoury GY. Imaging of cervical spine injuries of childhood [J]. *Skeletal Radiol*, 2007, 36(6): 477-494.
- [10] Ouyang J, Zhu QA, Zhao WD, et al. Biomechanical assessment of the pediatric cervical spine under bending and tensile loading [J]. *Spine*, 2005, 30(24): E716-723.
- [11] Luck JF, Nightingale RW, Yin S, et al. Tensile failure properties of the perinatal, neonatal, and pediatric cadaveric cervical spine [J]. *Spine*, 2013, 38(1): E1-E12.
- [12] Arbogast KB, Balasubramanian S, Seacrist T, et al. Comparison of kinematic responses of the head and spine for children and adults in low-speed frontal sled tests [J]. *Stapp Car Crash J*, 2009, 53: 329-372.
- [13] 胡晓晖,洪翔,何冰,等.基于Simpleware全颈椎三维有限元模型的构建与分析[J].*医用生物力学*, 2014, 29(6): 530-535.
Hu XH, Hong X, He B, et al. 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.
- [14] 周江军,雷伟,吴子祥,等.有限元分析优化设计人工颈椎复合关节系统球窝关节[J].*医用生物力学*, 2010, 25(4): 302-307.
Zhou JJ, Lei W, Wu ZX, et al. Optimal design of ball socket on artificial cervical joint complexity by finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 302-307.
- [15] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, et al. Biomechanical study of pediatric human cervical spine: A finite element approach [J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(1): 60-71.
- [16] Mizuno K, Iwata K, Deguchi T, et al. Development of a three-year-old child FE model [J]. *Traffic Inj Pre*, 2005, 6(4): 361-371.
- [17] Meyer F, Bourdet N, Roth S, et al. Three years old child neck FE modeling under automotive accident conditions [C]//Proceedings of IRCOBI Conference. Maastricht: [s. n.], 2007: 277-289.
- [18] Dong L, Li G, Mao H, et al. Development and validation of a 10-year-old child ligamentous cervical spine finite element model [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(12): 2538-2552.
- [19] 曹立波,魏崑,张冠军.3岁儿童C4-C5颈椎有限元模型开发及拉伸、弯曲验证[J].*中国生物医学工程学报*, 2015, 34(1): 37-45.
- [20] 侯普文.运用有限元技术研究六岁儿童颈部在汽车碰撞过程中的损伤机理[D].天津:天津科技大学硕士学位论文, 2012.
- [21] Lvarsson B, Crandall JR, Longhitano D, et al. Lateral injury criteria for the 6-year-old pedestrian-part I: Criteria for the head, neck, thorax, abdomen and pelvis [C]//Proceedings of SAE 2004 World Congress & Exhibition. USA: SAE, 2004.
- [22] Mccalden RW, Mcgeough JA, Court-Brown CM. Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture [J]. *J Bone Joint Surg*, 1997, 79(3): 421-427.
- [23] Halldin PH, Brolin K, Kleiven S, et al. Investigation of conditions that affect neck compression-flexion injuries using numerical techniques [J]. *Stapp Car Crash J*, 2000, 44: 127-138.
- [24] Zhang QH, Teo EC, Hong WN. Development and validation of a C0-C7 FE complex for biomechanical study [J]. *J*

- Biomech Eng, 2005, 127(5): 729-735.
- [25] Yamada H, Evans FG. Strength of biological materials [M]. Baltimore: Williams & Wilkins Co, 1970: 99-104.
- [26] Clausen JD. Experimental and theoretical investigation of cervical spine biomechanics: Effects of injury and stabilization [D]. Iowa City: University of Iowa, 1996.
- [27] Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, *et al.* Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit [J]. Med Eng Phys, 1996, 18(7): 569-574.
- [28] Yoganandan N, Pintar FA, Kumaresan S, *et al.* Pediatric and small female neck injury scale factor and tolerance based on human spine biomechanical characteristic [C]// Proceedings of IRCOBI Conference. Montpellier: [s. n.], 2000: 21-23.
- [29] Wang HK. Development of a side impact finite element human thoracic model [D]. Detroit City: Wayne State University, 1995.
- [30] Plank GR, Eppinger RH. An improved finite element model of the human thorax [C]// Proceedings of the 13th International Technical Conference of Experimental Safety Vehicle. Gothenburg: [s. n.], 1991.
- [31] Roth S, Raul JS, Ruan J, *et al.* Limitation of scaling methods in child head finite element modeling [J]. Int J Veh Saf, 2008, 2(4): 404-421.
- [32] Mustafy T, El-Rich M, Mesfar W, *et al.* Investigation of impact loading rate effects on the ligamentous cervical spinal load-partitioning using finite element model of functional spinal unit C2-C3 [J]. J Biomech, 2014, 47(12): 2891-2903.
- [33] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 623-629.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2015年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2014年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)53315397;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn