

文章编号:1004-7220(2015)05-0452-06

儿童头部有限元模型的构建及验证

崔世海¹, 陈越¹, 李海岩¹, 曹德晨², 阮世捷¹

(1. 天津科技大学 机械工程学院, 天津 300222; 2. 天津市环湖医院 神经外科, 天津 300060)

摘要: **目的** 通过构建3岁儿童头部有限元模型,研究儿童在交通事故以及跌落冲击过程中的颅脑响应。**方法** 基于3岁儿童的头部CT扫描数据,采用计算机图像处理、逆向工程及有限元网格划分技术构建具有详细解剖学结构的儿童头部有限元模型,利用该模型重构儿童尸体实验,并与尸体实验数据进行对比。**结果** 头部静态压缩仿真中的3岁儿童头部接触力随压缩位移的增加而增大,头部接触力-位移曲线同尸体实验呈现出同样的变化趋势。在头部跌落仿真中,跌落高度为30 cm、碰撞位置为前额、左顶骨、枕部、右顶骨以及顶部时的冲击加速度峰值分别为72.7、61.3、72.7、60.4和68.1 g,其加速度随时间的变化曲线同尸体实验相一致。**结论** 所构建的3岁儿童头部有限元模型有效且具有较高的生物仿真度,后续研究可利用该模型分析碰撞条件下儿童颅脑组织的应力应变情况,为临床上通过脑CT影像无法确诊的脑震荡等脑损伤的伤情判断提供参考。

关键词: 创伤性脑损伤; 尸体实验; 模型验证; 有限元分析; 冲击加速度

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.05.452

Development and validation for the finite element model of child head

CUI Shi-hai¹, CHEN Yue¹, LI Hai-yan¹, CAO De-chen², RUAN Shi-jie¹ (1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. Department of Neurosurgery, Tianjin Huanhu Hospital, Tianjin 300060, China)

Abstract: **Objective** To investigate brain responses from children during traffic accident and drop impact by developing a 3-year-old child head finite element (FE) model. **Methods** Based on the CT data from a 3-year-old child head, the FE child head model with detailed anatomical structure was constructed by using computer image processing, reverse engineering and FE mesh generation technology. The child cadaver experiment was reconstructed by using such FE model, and the simulation results were compared with those from real cadaver experiments. **Results** The contact force increased with the increase of compression displacement in head static compression simulation for the 3 year-old child, showing the same trend with that of cadaver experiment. In head drop simulation, when the drop height was 30 cm, the peak impact accelerations at frontal, left parietal, occipital, right parietal and vertex of the head were 72.7, 61.3, 72.7, 60.4 and 68.1 g, respectively, and the head acceleration-time curve was consistent with that of cadaver experiment. **Conclusions** The developed 3-year-old child FE head model is validated to be effective and of high biofidelity. This model can be used in follow-up study to analyze the stress and strain distributions on child brain tissues under impact, and will provide references for the diagnosis of brain injuries such as concussion which cannot be diagnosed through brain CT images in clinic.

Key words: Traumatic brain injury; Cadaver experiment; Model validation; Finite element analysis; Impact acceleration

收稿日期:2015-01-14; 修回日期:2015-03-19

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

通信作者:崔世海,副教授, Tel:(022)60274034; E-mail:shihai@tust.edu.cn。

创伤性脑损伤是导致人类死亡与伤残的重要原因,特别是儿童与青少年^[1-2]。造成这种脑损伤的主要原因通常是高空跌落、交通事故、暴力伤害以及体育运动^[3-4]。为了减少创伤性脑损伤发生的机率或减小脑损伤程度,人们开发出许多头部安全防护装置,例如汽车安全座椅、汽车安全带、竞技体育头盔、摩托车与自行车头盔等保护装置,但为了提升这些保护装置的有效性,要求设计人员对儿童颅脑损伤机制以及耐受极限进行深入研究。

由于伦理道德等原因,国内外至今也鲜有通过大样本量的儿童头部尸体实验或儿童头部伤害事故研究儿童颅脑损伤机制以及脑组织材料参数。近年来,应用有限元法构建头部仿真模型已成为研究头部损伤机制、评估颅脑损伤风险的重要工具。

迄今为止,国内外学者相继构建了许多儿童以及成人头部有限元模型,并通过对比尸体实验数据或事故重构验证模型的有效性。Klinich等^[5]构建了1个6个月儿童头部有限元模型,应用该模型重构3例儿童头部受到侧前方安全气囊撞击而造成的颅骨损伤事故,并以第1、3主应力以及Von Mises等效应力作为损伤阈值对颅骨骨折进行风险评估,但模型在脑损伤研究领域还具有一定的局限性,缺少脑室、软脑膜等脑深部组织结构。Guan等^[6]也构建了1个6个月儿童头部有限元模型,整个模型包括颅骨、骨缝、凶门以及脑组织完全是由有限元前处理软件自动划分的四面体单元组成,该研究将Duhaime等^[7]尸体实验所测得的冲击载荷加载到模型上,仿真结果与Margulies等^[8]在同样载荷条件下所得到的实验结果呈现出一致性,由此验证了该模型的有效性;但为了提升计算的效率以及准确性,该模型应采用六面体单元进行网格划分。Roth等^[9]开发了1个3岁儿童头部有限元模型,并通过该模型与缩放方法获得的儿童头部模型在颅内损伤指标方面进行比较,结果显示通过缩放方法得到的3岁儿童模型实验结果与实际情况不符,这体现了构建真实儿童头部有限元模型的重要性,因为从儿童头部解剖学结构来看,3岁儿童头部的解剖学特点与婴儿、以及成人不尽相同,3岁儿童的颅骨凶门刚刚闭合并形成骨缝,且颅骨在各个位置的厚度也不尽相同,但Roth等^[10]构建的颅骨在各个方向均为统一厚度,并不符合真实的儿童颅骨解剖学结构。Li等^[11]基于

11个从刚出生到3个月大的儿童头部CT图像数据构建了1个儿童头部参数化基准有限元模型,通过网格变形技术,将基准模型分别演化成3个月、1.5个月和刚出生的3个儿童头部有限元模型,并利用这3个模型对颅脑组织材料进行参数分析,优化模型材料参数,从而确保模型的有效性,但该头部模型的解剖学结构并不完整,还缺少面骨、颌骨等组织结构。阮世捷等^[12]开发了6岁儿童头部有限元模型,并验证了模型的有效性,但该模型应进一步区分软脑膜、窦沟等组织结构。曹立波等^[13]建立了1个3岁儿童头部有限元模型,该模型具有较详细的解剖学结构,运用多刚体动力学软件对一典型跌落事故进行重构,并对其进行仿真分析,进而验证了模型的有效性,但该模型对脑深部的组织结构还应进一步划分,以便今后可利用该模型进行脑组织的损伤分析。

鉴于前人所开发的儿童头部有限元模型的优缺点,本文致力于构建一个真实的并具有详细解剖学结构的3岁儿童头部有限元模型,并对其有效性进行验证,从而证明该模型具有较高的生物仿真度。此模型可广泛应用于儿童头部安全防护装置的开发,以及儿童头部损伤生物力学的深入研究。

1 材料与方法

1.1 建模方法

建模所需头部CT数据来源于无明显脑损伤的3岁儿童,并经过天津市环湖医院伦理委员会批准、儿童父母知情同意。

3岁儿童头部有限元模型的构建总共分为3个步骤:①根据儿童头部解剖学结构,运用医用影像软件Mimics 10.0从3岁儿童头部CT图像中提取最初的头部几何模型,并保存成STL格式文件;②将第1步所提取的几何模型导入逆向工程软件Geomagic Studio 12.0进行表面光滑处理、曲面片划分以及曲面拟合,最终处理完成的几何模型保存成IGES格式文件;③将第2步构造好曲面片的几何模型导入有限元前处理软件Hypermesh 12.0进行网格划分,经过模型的整合以及网格质量的检查与调整,最终模型所有单元的雅克比系数都大于0.3,长宽比小于10,最小单元尺寸大于1,确保该3岁儿童头部模型具有较高的网格质量,从而保证在后续验证实验中能计算出精确的结果。

1.2 3岁儿童头部有限元模型

构建完成的3岁儿童头部模型具有详细的解剖学结构,该模型包括头皮、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、颧骨、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。在建模过程中,考虑到脑组织呈各向异性的特点,模型还首次将儿童脑组织的白质与灰质区分开来,并构建出脑室、海马体等组织结构,以便在以后的仿真实验中可以观察不同脑组织结构的应力应变。该模型除大脑镰、小脑幕、脑膜等组织采用壳单元以外,其他结构均采用六面体单元(见图1)。整个头部模型均采用共节点连接,总计71 232个体单元、5 300个壳单元和86 327个节点,模型总质量为2.797 kg。

1.3 材料选取

模型大部分组织材料参数均取自文献[4],但由于该文献中的3岁儿童头部模型并未将脑组织白

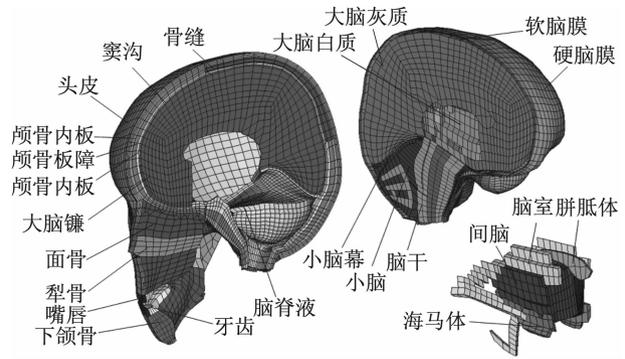


图1 3岁儿童头部有限元模型

Fig.1 The finite element head model of a 3-year-old child

质与灰质划分开来,故脑白质、灰质等组织材料参数取自文献[14],面骨、颌骨与犁骨则均采用与颅骨相同的材料。此外,由于脑脊液是具有不可压缩性的液体,故选用弹性流体材料。其他材料参数均取自文献[15],模型各部分材料参数的具体定义见表1。

表1 头部模型材料性能参数

Tab.1 Material properties used in the finite element head model

头部组织	材料类型	密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	弹性模量/ MPa	泊松比	体积模量/ MPa	短效剪切模量/ kPa	长效剪切模量/ kPa	衰减系数/ s^{-1}
大脑白质	黏弹性	1 060	—	—	2 190	12.5	2.5	80
大脑灰质	黏弹性	1 060	—	—	2 190	10.0	2.0	80
小脑	黏弹性	1 060	—	—	2 190	10.0	2.0	80
脑干	黏弹性	1 060	—	—	2 190	22.5	4.5	80
颅骨	弹性	2 150	4 700	0.22	—	—	—	—
颅骨骨缝	弹性	2 150	1 100	0.22	—	—	—	—
脑脊液/脑室/窦沟	弹性流体	1 040	—	—	2 190	—	—	—
硬脑膜/大脑镰/小脑幕	弹性	1 140	31.5	0.45	—	—	—	—
软脑膜	弹性	1 140	11.5	0.45	—	—	—	—
头皮	弹性	1 200	16.7	0.42	—	—	—	—
牙齿	弹性	2 500	20 000.0	0.30	—	—	—	—

1.4 儿童头部尸体实验重构

相比于成人头部尸体实验,儿童尸体实验的数据相当匮乏,目前仅有 Prange 等^[16]的幼儿尸体实验可供参考,故采用该实验数据进行有限元模型的验证。尸体实验分为头部静态压缩和头部跌落冲击实验两个部分。压缩实验的实验条件是将头部置于两平行且光滑的平面之间,其中一个光滑平面固定,另

一光滑平面以恒定的初速度压缩头部前额位置,压缩方向与颅骨两侧外耳门上缘点和左侧眶下缘点所组成的平面平行,这一平面称作法兰克福平面。实验结果给出了接触力与位移曲线。跌落实验的实验条件是将头部分别从15和30 cm的高度自由下落至刚性光滑平面,无初始转动,冲击位置分别为前额、左顶骨、枕部、右顶骨以及顶部5个位置,实验结

果给出了碰撞过程中的头部加速度-时间曲线。

1.4.1 头部静态压缩仿真 压缩仿真边界条件设置参考文献[18]。将3岁儿童头部有限元模型放置于两光滑刚性面之间,约束其中一个平面,定义另一平面以50 mm/s的恒定初速度压缩头部前额位置,压缩方向沿法兰克福平面。

1.4.2 头部跌落仿真 仿真尸体跌落实验条件,模拟头部分别从15和30 cm的高度自由下落,冲击位置分别为前额、左顶骨、枕部、右顶骨以及顶部,头部与刚性面接触瞬间的速度分别为1 715.5、2 426.1 mm/s,将该速度加载到头部模型,运用显式动力学软件 Pam-Crash 2012 进行求解分析。

2 结果与讨论

2.1 头部静态压缩仿真

图2所示为压缩仿真与儿童尸体实验的头部接触力-位移曲线。无论是压缩仿真还是尸体实验,随着压缩位移的上升,儿童头接触力也上升,两条曲线在趋势上呈现出一致性。当两者接触力都达到20 N时,3岁儿童头部与尸体头部的压缩位移分别为0.11、1.63 mm,尸体实验的压缩位移要远大于仿真

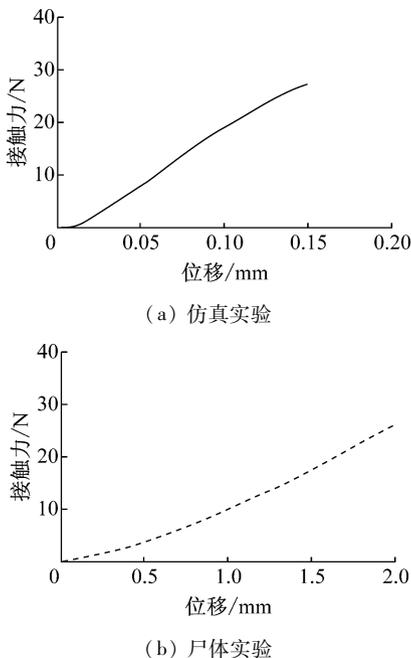


图2 儿童头部接触力-位移曲线

Fig.2 Force-displacement curve of child head

(a) Simulation experiment, (b) Cadaver experiment

实验,体现出两者的不一致性。

头部静态压缩仿真给出了颅骨位移与接触力的变化关系,结果发现仿真与尸体实验在前额位置的接触力都随着位移的上升而上升,反映了仿真模型中的颅骨与尸体实验具有同样力学特征,在一定程度上体现了仿真模型的有效性。但仿真模型在刚开始压缩时,即前额位置变形较小时,接触力已经很快上升,而尸体实验的接触力则是在压缩变形较大时才明显上升,且最大接触力比仿真实验大很多,即当两者接触力达到同一数值时,尸体实验的压缩位移要远大于仿真实验。造成这种结果差异的主要原因是尸体样本与仿真样本的年龄不同,尸体实验采用的是新生儿头部,而仿真实验采用的是3岁儿童头部,年龄的差异导致其头部解剖学结构与颅骨力学性能不同。新生儿的颅骨刚度要小于3岁儿童^[17],因为幼儿颅骨以有机成分为主,具有弹性,且容易发生变形,即使在受到冲击时,也会呈现一种凹陷式变形。因此,在压缩过程中,新生儿的颅骨会持续变形,与刚性面充分接触,接触力不断上升,而3岁儿童颅骨凶门刚刚闭合,并形成骨缝,颅骨刚度要远大于新生儿,导致在压缩开始阶段接触力就迅速上升,头颅迅速回弹,接触力增加到一定值后就不再变化。

2.2 头部跌落仿真

将仿真结果同尸体实验数据进行对比,引入李向楠等^[16]6岁儿童头部有限元模型仿真实验结果。图3所示为3组不同年龄段(尸体、3岁、6岁)头部在不同跌落位置处的加速度-时间曲线。跌落高度为30 cm时,冲击前额、左顶骨、枕部、右顶骨和顶部的3岁儿童头部加速度峰值分别为72.7、61.3、72.7、60.4、68.1 g。3组加速度-时间曲线的趋势完全相同,都是单峰值曲线,加速度都呈现出先上升后下降的趋势。但是,达到加速度峰值的时间和总的脉冲时间随着实验样本年龄的增长越来越短,而加速度峰值随着年龄的增长越来越高。这是因为随着年龄的增长,儿童颅骨的刚度不断增加,整个头部的质量也越来越重。在头部跌落冲击过程当中,刚度越大的颅骨加速度上升越快,出现峰值越快,质量越大的头部动能越大,碰撞时接触力就会很大,从而加速度峰值就越高。由于头颅迅速回弹,总的脉冲时间也就越短,图3中3组数据的差异体现了儿童颅骨材料参数的年龄相关性。

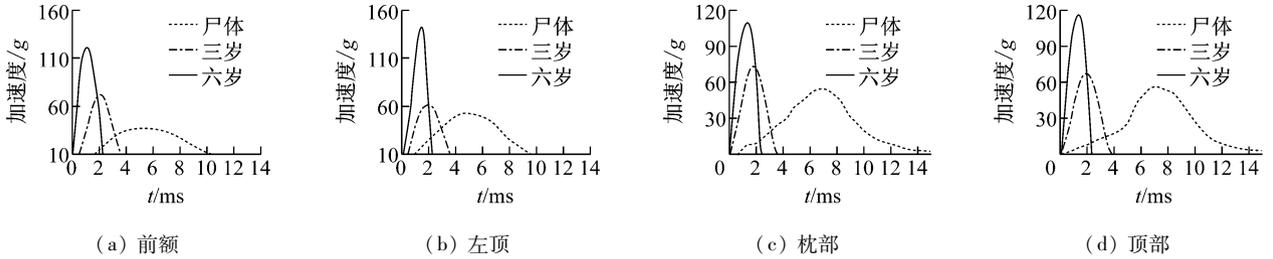


图3 尸体实验与跌落仿真在不同冲击位置的儿童头部加速度-时间曲线

Fig.3 Child head acceleration-time curve at different impact head locations in the cadaver and simulation experiments

(a) Frontal, (b) Left parietal, (c) Occiput, (d) Vertex

另外,参照 Prange 等^[19] 跌落实验的结果,将同一冲击位置、不同跌落高度的头部加速度-时间曲线进行对比(见图4)。在同一冲击位置,15 cm 高度跌落的头部加速度-时间曲线的峰值明显较 30 cm

小很多,但时间历程基本相同,与尸体实验结果呈现出一致性。因为跌落高度越高,碰撞接触瞬间的速度就越大,整个头部动能就越大,从而碰撞接触力就越大,头部加速度峰值会随着接触力的增大而增大。

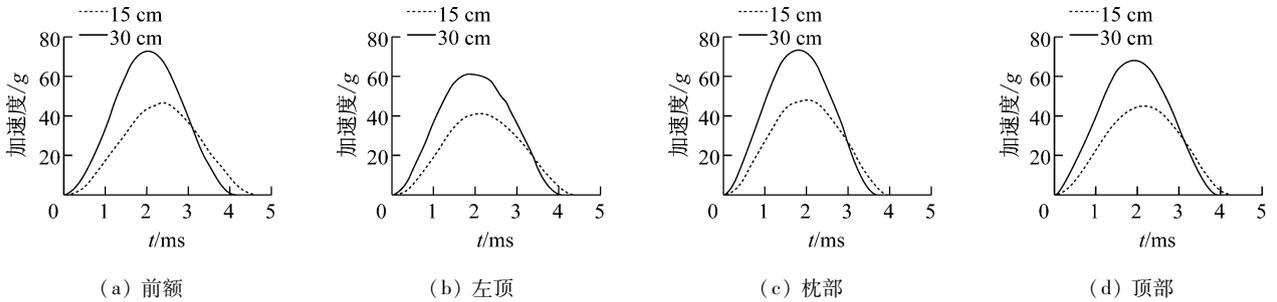


图4 仿真实验在不同冲击位置从不同高度跌落时头部加速度-时间曲线

Fig.4 Head acceleration-time curve at different impact locations from different drop heights in the simulation experiments

(a) Frontal, (b) Left parietal, (c) Occiput, (d) Vertex

仿真实验中不同跌落高度与不同冲击位置的头部加速度峰值如图5所示。在同样的跌落高度下,不同冲击位置对加速度峰值的影响很小;而在同一冲击位置下,不同的跌落高度会对加速度峰值有较

大的影响,这与尸体实验得出的结论相一致。

综上所述,本研究所构建的3岁儿童头部有限元模型经过仿真模拟,将计算得出的结果与尸体实验进行对比分析,仿真结果与尸体实验结果趋势基本一致,所存在的差异是因为实验样本的年龄不同而导致,从解剖学以及力学角度都能够合理解释这种差异,故所构建的3岁儿童头部有限元模型是有效的,且具备较高的生物仿真度。

3 结论

本研究构建了真实的3岁儿童头部有限元模型,区分了儿童脑组织的灰质与白质,提取并划分出脑室、海马体、间脑等脑深部组织结构,是目前国内外儿童头部有限元模型中解剖学结构最为详细的模型之一。通过重构儿童尸体实验验证了模型的有效

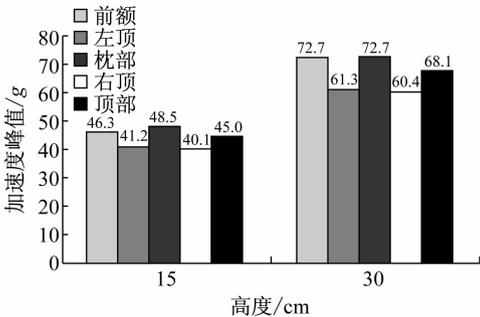


图5 仿真实验中不同高度与不同冲击位置的头部加速度峰值

Fig.5 Peak head acceleration at different drop heights and impact locations in simulation experiments

性,该模型具有较高的生物仿真度。在临床上,儿童脑震荡一般只能根据临床症状进行诊断,在脑CT上无法呈现,利用所构建模型可以分析撞击条件下儿童颅脑组织的应力应变情况,因而可作为临床伤情判断的参考,同时也可以从生物力学角度对颅脑损伤和颅骨断裂等临床现象给以合理的解释和印证。此外,利用该模型可进行事故重构或儿童头部安全防护装置的开发,对我国进一步深入开展儿童头部损伤机制与耐受极限的研究具有重要意义。

参考文献:

- [1] Philip H, Michael E, Edward L. The acute management of children's brain injuries [J]. *J Paediatr Child H*, 2014, 24(10): 452-456.
- [2] Hu CF, Fan HC, Chang CF, *et al.* Current approaches to the treatment of head injury in children [J]. *Pediatr Neonatol*, 2013, 54(2): 73-81.
- [3] Viano D, Holst HV, Gordon E. Serious brain injury from traffic-related causes: Priorities for primary prevention [J]. *Accid Anal Prev*, 1997, 29(6): 811-816.
- [4] 冯建成,王富平,徐臣,等. 基于车人碰撞事故重建的行人头部动力学响应[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(2): 164-170.
Feng JC, Wang FP, Xu C, *et al.* Head dynamic response based on reconstruction of vehicle-pedestrian accidents with the video [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 164-170.
- [5] Klinich KD, Hulbert GM, Schneider LW. Estimating infant head injury criteria and impact response using crash reconstruction and finite element modeling [J]. *Stapp Car Crash J*, 2002, 46: 165-194.
- [6] Guan YB, Zhang JY, Yoganandan N, *et al.* Automating 3D meshing method for patient-specific modeling [C]// *Proceedings of Rocky Mountain Bioengineering Symposium & International ISA Biomedical Sciences Instrumentation Symposium*. Terre Haute: [s. n.], 2006: 199-204.
- [7] Duhaime AC, Gennarelli TA, Thibault LE, *et al.* The shaken baby syndrome: A clinical, pathological, and biomechanical study [J]. *J Neurosurg*, 1987, 66(3): 409-415.
- [8] Margulies SS, Thibault KL. Infant skull and suture properties: Measurements and implications for mechanisms of pediatric brain injury [J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(4): 364-371.
- [9] Roth S, Raul JS, Ruan J, *et al.* Limitation of scaling methods in child head finite element modeling [J]. *Int J Vehicle Safety*, 2007, 2(4): 404-421.
- [10] Li ZG, Hu JW, Reed MP, *et al.* Development, validation, and application of a parametric pediatric head finite element model for impact simulations [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(12): 2984-2997.
- [11] 阮世捷,李盼东,李海岩,等. 6岁儿童头部有限元模型的构建与验证[J]. *中国生物医学工程学报*, 2012, 8(31): 502-506.
- [12] 曹立波,高海涛,冒浩杰,等. 三岁儿童头部有限元模型的建立及验证[J]. *汽车工程*, 2013, 35(1): 56-65.
- [13] 赵玮,阮世捷,李海岩,等. 脑组织本构模型及其生物力学特性分析[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(3): 107-113.
Zhao W, Ruan SJ, Li HY, *et al.* Analysis on constitutive models and biomechanical properties of brain [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(3): 107-113.
- [14] 李海岩,赵玮,阮世捷,等. 第95百分位中国人头部颅脑相对位移的有限元评估[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(2): 198-206.
Li HY, Zhao W, Ruan SJ, *et al.* Finite element evaluation on skull-brain relative displacement of the 95th percentile Chinese human head [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2): 198-206.
- [15] Prange MT, Luck JF, Dibb A, *et al.* Mechanical properties and anthropometry of the human infant head [J]. *Stapp Car Crash J*, 2004, 10(48): 1-21.
- [16] 李向楠. 儿童行人头部有限元模型的碰撞仿真分析及颅脑损伤机理研究[D]. 天津:天津科技大学硕士学位论文, 2014.
- [17] Roth S, Vappou J, Raul JS, *et al.* Child head injury criteria investigation through numerical simulation of real world trauma [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2009, 93(1): 32-45.