



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20150030

基于儿童头部有限元模型的颅内响应研究

崔世海, 陈越, 阮世捷, 李海岩
(天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 应用基于 CT 数据构建的 3 岁儿童头部有限元模型, 参照成人尸体实验条件进行头部撞击仿真实验, 并将头部颅内响应结果同尸体实验以及 6 岁儿童头部进行了对比分析。结果表明: 颅骨刚度的增加会引起撞击侧颅内压力减小、对撞侧颅内压力增大、脑组织 von Mises 应力减小以及脑组织最大剪应力减小, 说明在同一冲击载荷条件下, 颅骨刚度的增加会使撞击侧的脑组织挫伤风险降低。根据研究结果, 建议针对不同年龄段人群制定不同的脑损伤准则。

关键词: 儿童头部有限元模型; 头部撞击; 颅骨刚度; 颅内响应

中图分类号: TP399; R318 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6510(2016)03-0060-05

Investigation of Intracranial Responses Based on Child Head Finite Element Model

CUI Shihai, CHEN Yue, RUAN Shijie, LI Haiyan

(College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: Head impact simulation experiments were carried out by using the 3-year-old child head FE model based on CT data according to adult cadaver head impact experiment. The simulation results of intracranial responses were compared with those of the real cadaver experiments and 6-year-old child simulation experiments. The results showed that the increase of skull stiffness would result in the decrease of coup pressure, von Mises stress and the maximum shear stress of brain tissues, and the skull with less stiffness has a greater contrecoup pressure. Therefore, under the same impact conditions, the increase of skull stiffness would result in the decrease of the risk of brain contusion. This investigation suggests that the head injury criteria should be different for people of different age.

Key words: finite element model of child head; head impact; skull stiffness; intracranial responses

颅脑撞击性损伤, 在航天、交通、施工和生产有关事故中占有相当大的比例^[1-2]。头部在受到重物撞击时有可能发生颅骨骨折以及脑损伤, 而脑损伤是致死与致残的首要原因, 特别是儿童与青少年^[3]。颅内压是导致脑挫裂伤、撕裂伤的直接原因^[4], 颅内压力耐受极限是 Ward 等^[5]在动物、人尸体实验和有限元模型的基础上提出来的, Ward 推荐的耐受值为: 颅内压力峰值超过 235 kPa 时大脑组织会发生严重损伤; 颅内压力峰值在 173 ~ 235 kPa 范围内时大脑组织会发生中等程度伤害; 颅内压力低于 173 kPa 时大脑组织会发生轻微伤害或者无伤害。Willinger 等^[6]的研究认为: 17 kPa 是中等脑神经损伤发生的应力限

值; 33 kPa 是严重脑神经损伤的限值。Roth 等^[7]应用 3 岁儿童头部有限元模型重构 25 例儿童坠落事故, 认为 von Mises 应力可用来预测儿童中度脑神经损伤, 当脑组织应力超过 11 kPa 时发生神经损伤的概率为 50%。Zhang 等^[8]应用成人头部有限元模型重构 24 例橄榄球运动员脑损伤事故, 指出脑干区域的剪应力可用来预测轻度创伤性脑损伤。综上所述, 由于研究颅脑损伤的样本年龄不同导致样本的头部尺寸和头部材料有差异, 不同研究者对颅脑损伤提出了不同的损伤阈值, 但所有研究者都将颅内压力、脑组织 von Mises 应力和剪应力等颅内响应作为评价脑损伤的重要指标。

收稿日期: 2015-03-12; 修回日期: 2015-10-21

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

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

为分析样本年龄和头部材料的差异对颅内响应的影 响, 本研究应用已构建的 3 岁儿童头部有限元模型, 参照成人头部尸体实验进行仿真实验, 输出颅内压力、脑组织 von Mises 应力和剪应力等颅内响应参数, 并与成人尸体实验的颅内响应结果进行对比分析, 探讨不同年龄段的头部模型在同一载荷条件下颅内响应的差异性; 对颅骨材料进行参数分析, 研究颅骨弹性模量的变化对颅内响应的影响。

1 方 法

1.1 头部有限元模型简述

本研究基于无明显脑损伤的 3 岁儿童头部 CT 数据构建了具有详细解剖学结构的 3 岁儿童头部有限元模型^[9], 并对脑组织深部结构做了较详细的划分, 如图 1 所示, 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、大脑白

质、大脑灰质、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. 该模型除大脑镰、小脑幕、脑膜等组织采用壳单元划分以外, 其他结构均采用六面体单元. 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, 模型各部分材料参数的具体定义见表 1^[9].

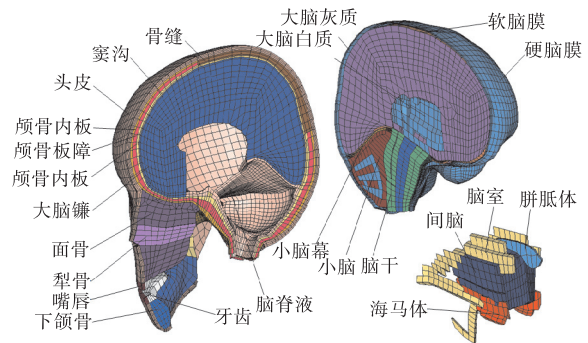


图 1 3 岁儿童头部有限元模型

Fig. 1 Finite element model of 3-year-old child head

表 1 头部模型材料参数

Tab. 1 Material mechanical properties used in the head model

头部组织	材料类型	密度/ (kg·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/面骨/颌骨/犁骨	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	0.30	—	—	—	—

1.2 头部碰撞仿真

Nahum 等^[10]利用大量成人尸体头部样本进行冲击实验, 研究了头部颅内响应. 通过与其对比发现, 本研究的儿童头部样本与其中 37 号实验的成人尸体头部的尺寸最接近, 具体尺寸参数见表 2. 因此, 参考文献^[10]的方法, 将 37 号尸体实验给出的头部前额接触力-时间曲线(图 2(a))作为载荷加载到儿童头部有限元模型的前额区域(图 2(b)). 由于文献^[10]的实验中并未给出撞锤缓冲材料参数, 所以仿真模拟时无法予以考虑, 故加载方式参考文献^[11].

表 2 3 岁儿童头部模型与 37 号实验的成人头部尺寸对比

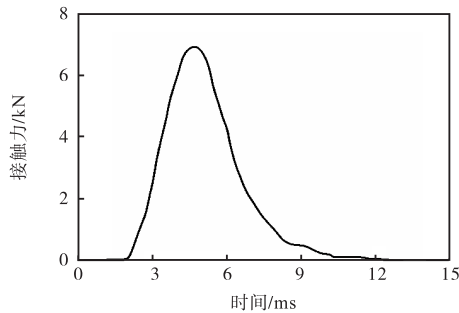
Tab. 2 Head size comparison of the 3-year-old child model and that of the adult in 37th experiment

实验对象	头长/mm	头宽/mm	头高/mm	头围/mm
成人头部 ^[10]	167	145	136	560
3 岁儿童头部	158	149	108	510

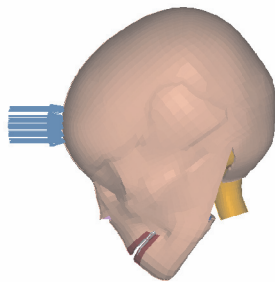
注: 头长为枕骨隆凸到印堂; 头宽为两耳以上头部最宽距离; 头高为颌下点到头顶.

由于尸体实验匮乏, 研究人员利用仅有的儿童和成人颅骨材料参数数据拟合出了不同年龄段人群的颅骨弹性模量, 年龄跨度从 5 个月婴儿到成人, 颅骨

弹性模量变化范围为 318 ~ 9 900 MPa^[12], 为研究颅骨刚度对颅内响应的影响, 本研究在颅骨厚度不变的情况下, 将 3 岁儿童颅骨的弹性模量分别设置为 7 050 MPa (增大 50%) 和 2 350 MPa (缩减 50%), 设置后的颅骨弹性模量在文献报道的数据变化范围^[13]之内, 然后采用 PAM-CRASH 软件分别进行仿真模拟, 根据仿真结果讨论颅骨弹性模量的变化对儿童颅内响应的影响。



(a) 碰撞接触力时间历程曲线



(b) 碰撞加载位置

图 2 儿童头部碰撞仿真实验设置

Fig. 2 Impact simulation setup of the child FE head

2 结果与讨论

将仿真实验结果与 6 岁儿童头部有限元模型仿真结果^[14]和尸体实验数据^[10]进行对比。图 3 所示为 3 岁、6 岁、尸体实验的头部碰撞侧颅内压力曲线, 其曲线峰值分别为 0.42、0.19、0.14 MPa。碰撞侧颅内压力峰值随着年龄的增长而减小, 这是因为不同年龄段的人类颅骨刚度是不同的, 颅骨的刚度是由颅骨的弹性模量与厚度决定的, 从新生儿到成年, 人类颅骨的厚度不断加厚, 颅骨弹性模量也会随着年龄的增长而增长^[7]。3 岁儿童处于儿童头部生长发育期的重要阶段, 其颅骨囟门及骨缝刚刚闭合, 还处于脆弱阶段, 而 6 岁儿童的颅骨已经不存在囟门, 骨缝也逐渐骨化, 其颅骨密质骨的弹性模量已接近成人^[15], 颅骨的厚度也比 3 岁儿童大^[16], 所以 6 岁儿童的颅骨抵抗

变形的能力要比 3 岁儿童强, 从而其前额撞击区域的颅内压力就会比 3 岁儿童小。成人颅骨不论是厚度还是弹性模量都比儿童大, 所以同一载荷条件下, 其撞击侧颅内压力比儿童小。

当颅骨的厚度保持不变时, 将颅骨弹性模量设定为 3 个水平, 分别为 2 350、4 700 和 7 050 MPa, 观察弹性模量的变化对颅内响应的影响, 具体的颅内响应结果见表 3。

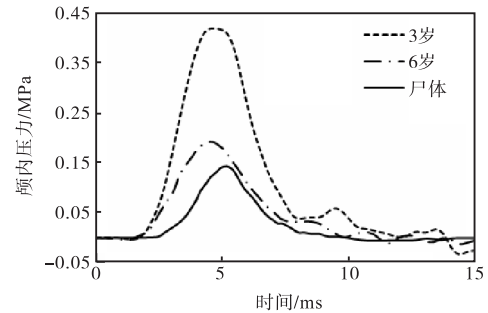


图 3 碰撞侧颅内压力曲线

Fig. 3 Coup pressure curves

表 3 不同颅骨刚度的头部颅内响应结果

Tab. 3 Properties of materials used in the head model

弹性模量/ MPa	压力峰值/MPa		应力峰值/kPa	
	撞击侧	对撞侧	von Mises 应力	剪应力
2 350	0.65	-0.13	2.59	1.41
4 700	0.42	-0.16	1.21	0.66
7 050	0.36	-0.17	0.82	0.43

图 4 所示为不同颅骨刚度时所对应的颅内压力变化曲线, 前额撞击处颅内压力峰值随颅骨弹性模量的增大而减小, 而对撞侧(颅后窝)颅内压力峰值的绝对值随颅骨弹性模量的增大而增大。这是因为弹性模量的增大会提升颅骨的刚度, 从而使得颅骨抗变形的能力增强, 撞击侧压力减小; 当压力波传递到对撞侧颅后窝区域时, 由于该处颅骨具有较大的抗变形能力, 大部分压力波被颅骨反射, 从而导致对撞侧颅内压力增大。

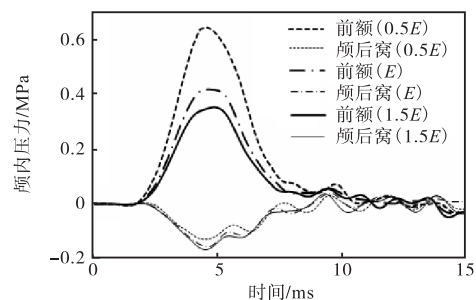
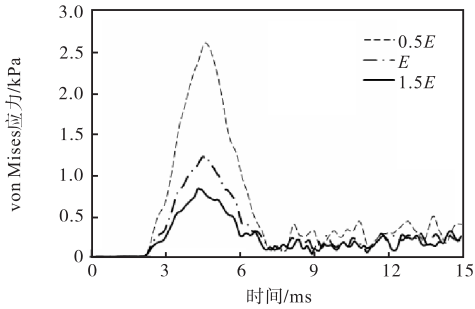


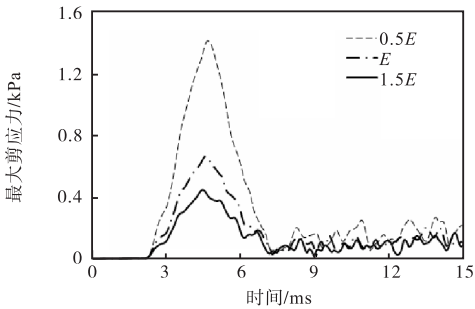
图 4 不同颅骨弹性模量下颅内压力的对比

Fig. 4 Comparison of intracranial pressure resulted from different elastic modulus of skull

图 5 给出了同一时刻前额区域脑组织 von Mises 应力与最大剪应力随颅骨弹性模量的变化情况及每条曲线所对应的峰值. 随着颅骨弹性模量的增大, 脑组织 von Mises 应力峰值与最大剪应力峰值都会随之减小, 这同样是由于颅骨刚度的变化而导致的.



(a) von Mises 应力

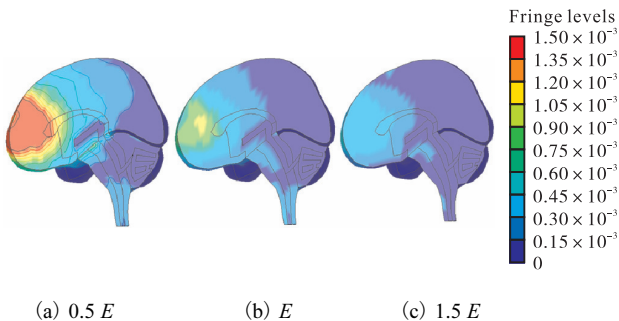


(b) 剪应力

图 5 脑组织 von Mises 应力与剪应力随颅骨弹性模量的变化曲线

Fig. 5 Variation of von Mises stress and maximal shear stress of brain tissues with different elastic modulus of skull

图 6 所示为同一时刻不同的颅骨弹性模量对 von Mises 应力分布的影响.



(a) 0.5 E (b) E (c) 1.5 E

图 6 同一时刻不同颅骨弹性模量下脑部的 von Mises 应力云图

Fig. 6 von Mises stress contours of brain tissues with different elastic modulus of skull

从图 6 可以看出: 同一载荷条件下, 撞击侧的大脑额叶处在三个水平的颅骨刚度下都出现了应力集

中, 但应力集中的程度和范围明显不同. 颅骨为低水平刚度时, 额叶出现了较高级别的应力集中, 且应力集中的区域较大, 胼胝体前部也出现了一定的应力集中; 而颅骨为高水平刚度时, 额叶处并没有呈现高级别的应力集中, 且脑组织发生应力集中的区域也较低刚度颅骨小. 这说明在同一载荷条件下, 高刚度颅骨比低刚度颅骨能更有效地保护脑组织, 从而在一定程度上减小外力冲击对脑组织造成的损伤.

3 结 论

高刚度颅骨会产生较低的撞击侧颅内压力, 且在颅骨厚度不变的情况下, 撞击侧颅内压力、脑组织 von Mises 应力以及最大剪应力都随颅骨弹性模量的增大而减小, 而对于对撞侧颅内压力会随颅骨弹性模量的增大而增大.

中国、美国和欧洲汽车安全法规中采用统一的头部损伤指标是有一定局限性的, 在同一载荷条件下, 不同年龄段人群的头部响应是不同的, 应针对不同年龄段人群制定相应的头部损伤准则, 由此为不同年龄段人群头部保护装置的开发提供参考依据.

参考文献:

- [1] 王守森, 钟世镇, 孙博. 颅脑钝性冲击伤的生物力学[J]. 中国临床解剖学杂志, 1990, 8(2): 115-119.
- [2] 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.
- [3] Hyde P, Eddie M, Langford E. The acute management of children's brain injuries[J]. Paediatrics and Child Health, 2014, 24(10): 452-456.
- [4] Gurdjian E S, Lissner H R, Latimer F R, et al. Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury; preliminary report[J]. Neurology, 1953, 3(6): 417-423.
- [5] Ward C C, Nikravesh P E, Thompson R B. Biodynamic finite element models used in brain injury research[J]. Aviation Space & Environmental Medicine, 1978, 49(1Pt. 2): 136-142.
- [6] Willinger R, Baumgartner D, Chinn B, et al. Head tolerance limits derived from numerical replication of real world accidents[C]//Proceedings of the 2000 International IROBI Conference on the Biomechanics of Impact. Hague, Netherlands: Institute for Road Safety

- Research, SWOV, 2000: 209–221.
- [7] 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.
- [8] Zhang L Y, Yang K H, King A I. A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2004, 126(2): 226–236.
- [9] 崔世海, 陈越, 李海岩, 等. 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): 78–83.
- [10] Nahum A M, Smith R, Ward C C. Intracranial pressure dynamics during head impact[C]//*Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference*. Warrendale: SAE International, 1977: 339–366.
- [11] 赵玮. 基于碰撞生物力学的颅脑损伤机理及损伤评估方法研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2012.
- [12] Margulies S S, Thibault K L. Infant skull and suture properties: Measurements and implications for mechanisms of pediatric brain injury[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2000, 122(4): 364–371.
- [13] Li Z G, Luo X, Zhang J H. Development/global validation of a 6-month-old pediatric head finite element model and application in investigation of drop-induced infant head injury[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2013, 112(3): 309–319.
- [14] 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, 2014.
- [15] Davis M T, Loyd A M, Shen H Y H, et al. The mechanical and morphological properties of 6 year-old cranial bone[J]. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(15): 2493–2498.
- [16] Roche A F. Increase in cranial thickness during growth[J]. *Human Biology*, 1953, 25(2): 81–92.

责任编辑: 常涛

(上接第 35 页)

- [18] 张振威, 王聪, 刘强, 等. 异丁酸对西门塔尔牛增重、日粮养分消化和甲烷排放的影响[J]. *草业学报*, 2014, 23(1): 346–352.
- [19] Flakoll P J, Vandehaar M J, Kuhlman G, et al. Influence of alpha-ketoisocaproate on lamb growth, feed conversion, and carcass composition[J]. *Journal of Animal Science*, 1991, 69(4): 1461–1467.
- [20] Kuhlman G, Roth J A, Flakoll P J, et al. Effects of dietary leucine, alpha-ketoisocaproate and isovalerate on antibody production and lymphocyte blastogenesis in growing lambs[J]. *Journal of Nutrition*, 1988, 118(12): 1564–1569.
- [21] Nissen S L. Method of feeding ketoisocaproate to lactating domestic mammals: U.S., 4758593[P]. 1988–07–19.

责任编辑: 郎婧