

Investigation of the Effect of Head Material Parameters on Intracranial Responses Based on Finite Element Model

Shijie Ruan, Wei Zhao, Haiyan Li, Shihai Cui

Center of Injury Biomechanics and Vehicle safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology

Abstract: A validated 5th percentile Chinese head model was used to investigate the variation of intracranial responses by changing the material properties of skull and cerebrospinal fluid in current research. Intracranial coup pressure decreased and contrecoup pressure increased as Young's modulus of skull increased. Intracranial coup pressure increased and contrecoup pressure decreased as bulk modulus of CSF increased. Thus, it provides a reference for the selection of head materials in finite element simulation of human head.

Keywords: head; finite element model; material properties

基于有限元模型的关于头部材料参数对颅内响应影响的研究

阮世捷, 赵玮, 李海岩, 崔世海

天津科技大学损伤生物力学与车辆安全工程中心

摘要: 本研究借助已经过有效性验证的第5百分位中国人头部有限元模型, 通过改变颅骨与脑脊液的材料参数来探讨颅内压力的变化。结果表明, 颅内撞击侧压力随颅骨杨氏模量的增加而减小, 对撞侧压力随颅骨杨氏模量的增加而增加; 颅内撞击侧压力随脑脊液的体积模量增加而增加, 对撞侧压力随脑脊液体积模量的增加而减小。由此为头部有限元模型仿真中的材料选取提供相关依据。

关键词: 头部; 有限元模型; 材料参数

1 前言

颅脑损伤是最常见、最致命的交通损伤。为了降低交通事故中的颅脑损伤, 多年来, 许多学者进行了一系列关于颅脑损伤机理的研究。颅脑损伤一般分为脑损伤和颅骨损伤。对于脑损伤, 颅内压力是研究脑损伤的一个重要指标, 它被认为是导致脑挫伤、撕裂伤的局部性损伤的直接原因^[1]。在头部撞击力的作用下, 在撞击侧, 颅内产生正压力使脑组织被压溃, 导致脑组织挫伤、出血, 产生撞击侧的局部性损伤。在对撞侧, 颅内产生负压力, 当该压力值超过约一个大气压^[2]时, 该侧出现空穴现象, 从而致使脑组织产生拉伸破坏, 导致对撞侧的局部性损伤。另外, 呈梯度分布的颅内压力会使脑组织产生剪切变形, 从而导致相关的弥漫性损伤。对于颅骨损伤, 颅骨刚度则是重要的研究对象。颅骨刚度取决于颅骨厚度与颅骨的杨氏模量, 颅骨刚度与颅骨骨折和颅内压力变化有着直接的关系。

然而, 考虑试验条件和效率的局限性以及试验经济性, 有限元模型已经成为研究颅脑损伤的重要工具。但是如何使用有限元模型按照上述损伤机制预测颅脑损伤在很大程度上取决于有限元模型中的材料选取。本研究的目的在于探讨颅骨杨氏模量和脑脊液体积模量的变化对于颅内响应的影响, 为头部有限元模型仿真中的材料选取提供相关依据。

2 研究方法和材料

2.1 几何模型的构建

参考文献^[3]筛选符合第5百分位尺寸的成年人头部CT数据作为建模对象。采用阈值分割的方法提取与本研究相关的结构, 生成初步几何曲面模型。该初步几何模型表面较粗糙, 还不能满足有限元模型构建的需要。因此, 需要对其进行修整, 获得含有NURBS(Non-uniform rational B-spline)曲面的光滑曲面模型。

2.2 有限元模型的构建

本研究采用一系列投影的方法对上述几何模型进行网格划分,最后合并节点,得到具有详细结构的头部有限元模型,该模型总共包括133520个单元和123288个节点,总质量为3.569kg,如图1所示。为了确保模型的精度和控制计算的效率,在模型网格划分时对网格质量进行控制,网格质量控制参数如表1所示。

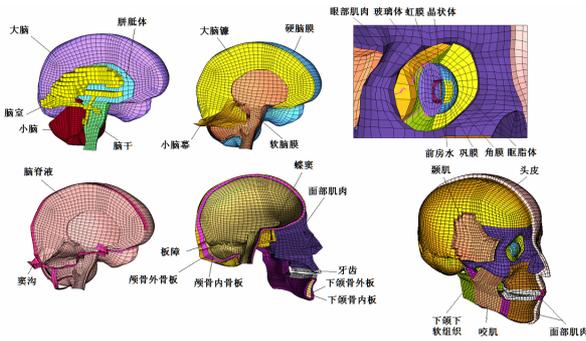


图1. 具有详细结构的中国人第5百分位头部有限元模型

表1. 单元质量控制^{[4][5]}

参数	数值
翘曲率(°)	<35.2
长宽比	<10
歪斜率(°)	<60
最小长度(mm)	>1.0
雅克比系数(°)	>0.5
最小内角/(°)	>20
最大内角/(°)	>160.65

由于目前还没有完全适合颅—脑边界条件的接触算法^[6],所以该模型的脑组织通过构建一层脑脊液单元与颅骨连接且网格连续,通过这层脑脊液单元的变形来观察颅骨与脑组织之间的相对位移。对于眼部结构,在眶脂体与其周围骨骼之间设置固连接触,在眼球与眶脂体之间设置滑动接触来模拟眼球的转动。

本研究所选用的材料与文献^[7]中的相同。脑组织选用如式(1-1)所示的粘弹性本构模型,脑脊液、颅内被膜结构、颅骨、面骨以及头皮均选用线弹性本构模型,其中由于脑脊液是具有不可压缩性的液体,所以在使用线弹性模型时,通常将其泊松比设置为接近0.5的数值来模拟这种不可压缩性。

$$G(t)=G_{\infty}+(G_0-G_{\infty})\cdot e^{-\beta\cdot t} \quad (1)$$

详细参数如表2所示^[7]。

该有限元模型的有效性已经在文献^[7]中经过验证。本研究中的载荷仍参照Nahum尸体试验的第41号试验^{[7][8]}中的加载方式进行加载,由于撞击时间很短,因此对头部施加自由边界条件^[9]。为了分别探讨颅骨杨氏模量和脑脊液的体积模量单独对颅内响应的影响,本研究分别进行了两组仿真。在仿真一中,保持其他参数不变,将颅骨内、外骨板的杨氏模量同时由基准值的0.4倍变化到基准值的2倍。在仿真二中,保持其他参数不变,将脑脊液的体积模量由基准值的0.1倍变化到基准值的1000倍。

3 结果与讨论

3.1 仿真一

颅骨的刚度取决于其杨氏模量及其厚度。当颅骨的厚度保持不变时,杨氏模量影响颅内压力。表3为颅骨的杨氏模量及其所对应的颅内压力最大值。颅内压力及其变化曲线如图2所示。

表2. 模型中使用的材料参数

	密度 ρ (ton/mm ³)	杨氏模量 E (Mpa)	泊松比 ν (-)	体积模量 K (MPa)	短效剪切模量 G ₀ (MPa)	长效剪切模量 G _∞ (MPa)	延迟系数 β (s ⁻¹)
脑组织	1.04E-9			2190	5.28E-1	1.68E-1	35
皮质骨	3.00E-9	1.22E+4	0.22				
松质骨	1.75E-9	5.66E+3	0.22				
脑脊液	1.04E-9		0.489	21.9			
硬膜	1.13E-9	3.150E-1	0.45				
软膜	1.13E-9	1.150E-1	0.45				
面骨	2.10E-9	5.540E+3	0.22				
头皮	1.30E-9	1.672E+1	0.42				

表3 颅骨的材料参数以及颅内压力最大值

颅骨杨氏模量	撞击侧压力(MPa)	对撞侧压力(MPa)
0.4E	0.72470	-0.19128
0.6E	0.59456	-0.22526
0.8E	0.52319	-0.24263
1.0E	0.47929	-0.25331
2.0E	0.40108	-0.27576

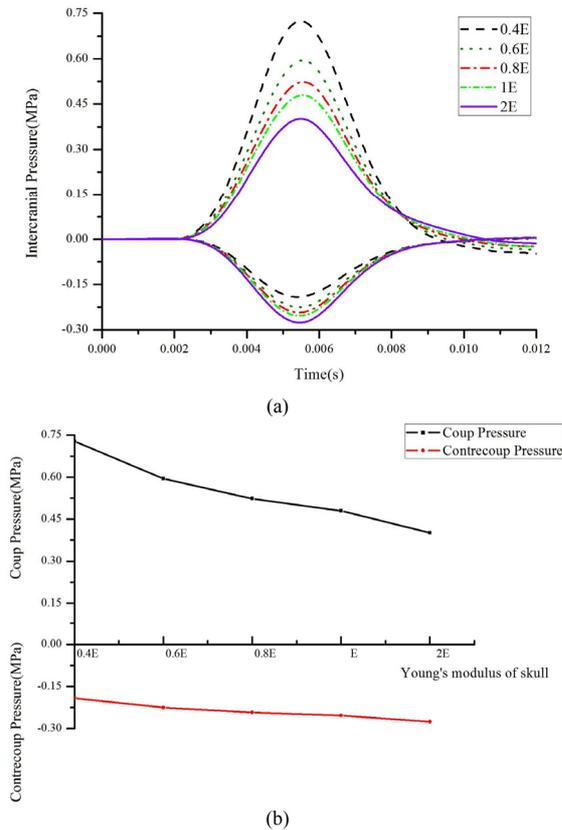


图2. 颅内压力及其随颅骨杨氏模量的变化曲线

从图2中可以看出,颅内撞击侧压力随颅骨杨氏模量的增大而减小,对撞侧压力随颅骨杨氏模量增大而增大。较高的杨氏模量会增大颅骨刚度,从而使得颅骨抵抗变形的能力增强,因此,撞击侧的压力减小了。当压力波传递到对撞侧的颅后窝区域时,由于该处颅骨较大的抗变形能力,只有很少一部分压力波被吸收,其余的都被颅骨反射,从而导致了较高的对撞侧压力。

相反地,较低的杨氏模量会减小颅骨刚度,从而导致颅骨的抗变形能力减小,所以撞击侧的颅骨会产生较大的内凹变形,从而导致该区域出现较大的颅内正压力。当压力波传递到对撞侧的颅后窝区域时,该处颅骨由于其较好的变形能力,吸收较多的压力波,

很少一部分被反射,从而致使对撞侧产生较小的负压。

不同年龄段的人群由于其生理机能变化等原因可能会导致颅骨的杨氏模量不同,从而在受到相同载荷的情况下,首先,颅骨发生骨折的几率不同。另外,颅内压力可能也会不同,从而产生颅内损伤的几率也不同,因此本研究建议针对不同年龄段人群应该制定不同的颅骨损伤准则。

3.2 仿真二

表4为脑脊液的体积模量以及其所对应的颅内压力最大值。颅内压力曲线和颅内压力最大值得变化趋势如图3所示。

表4. 脑脊液体积模量以及颅内压力最大值

脑脊液体积模量	撞击侧压力(MPa)	对撞侧压力(MPa)
$10^{-1}K$	0.44923	-0.28488
K	0.47929	-0.25331
10K	0.51652	-0.20477
10^2K	0.52934	-0.19452
10^3K	0.52738	-0.19495

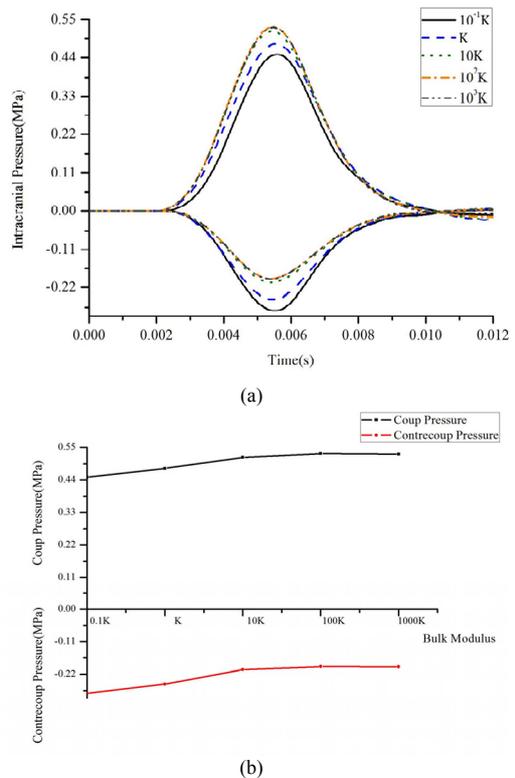


图3. 颅内压力及其随脑脊液体积模量的变化曲线

从图3中可以看出,颅内正压力随着对脑脊液的体积模量增大而增大,负压力随着脑脊液体积模量的增大而减小。增大脑脊液体积模量会增大脑脊液的不可压缩性,因此,在受到撞击时,模型脑脊液层的体积变化减小,在撞击侧所表现出的缓冲作用不显著,从而撞击侧会产生较大的正压力。在对撞侧,由于脑脊液层的体积变化减小,对撞侧的脑组织的运动随着颅骨的运动较为明显,脑组织所受到的拉伸程度减小,因此就体现出了较小的负压力。当脑脊液的体积模量超过102K,即2190MPa,时,颅内压力随脑脊液体积模量的变化并不显著。另外,压力达到最大值的时间也随着脑脊液体积模量减小而产生延迟。这个现象说明了脑脊液的体积模量越小,在发生撞击时,脑脊液对撞击侧脑组织的缓冲作用越明显。在真实情况下,头部在受到撞击时,脑脊液是流动的,脑脊液空间的体积是变化的,所以,在仿真中也应该考虑脑脊液空间的体积变化,因此,本研究建议脑脊液体积模量应该在2.19MPa与2190MPa之间。

4 结论

本研究借助第5百分位中国人头部有限元模型,通过改变模型颅骨的杨氏模量和脑脊液的体积模量,探讨了这两种材料对颅内压力的影响。本研究的结果可以归纳为以下几个结论:

(1)颅骨的杨氏模量既影响颅内撞击侧压力又影响对撞侧压力。增加颅骨的杨氏模量,颅内撞击侧压力减小,对撞侧压力升高。由于不同年龄段人群骨骼的力学参数不同,针对不同年龄段人群应该制定不同的颅骨损伤准则

(2)脑脊液的体积模量对颅内撞击侧压力和对撞侧压力都会产生影响。增加脑脊液的体积模量,颅内

撞击侧压力升高,对撞侧压力减小。考虑到脑脊液空间在收到撞击时的体积变化,过于刚硬或过于柔软的材料都不适合用来模拟真实的头部响应。

References (参考文献)

- [1] Gurdjian E.S. and Gurdjian E.S. Cerebral contusion: Re-evaluation of the mechanisms of their development. *The journal of trauma*, 1976, Vol. 16, pp.35-31.
- [2] Nusholtz G.S., Lux P. Internal cavitation in simple head impact model. *Journal of Neurotrauma*, 1995, Vol. 12, pp. 707-714.
- [3] Li Haiyan. Li Haiyan. Studies and measurements of geometric characteristics of living human skulls based on CT images. PhD. thesis. Tianjin University, Tianjin, China, June, 2006. 李海岩.基于CT图像的活体人颅骨几何特征测量与研究.天津:天津大学,2006.
- [4] Xu Wei, Yang Jikuang. Development and Validation of Head Finite Element Model for Traffic Injury Analysis. *Journal of Biomedical Engineering*, 2008, Vol.25, pp. 556-561. 许伟,杨济匡.研究颅脑交通伤的有限元模型的建立及验证.生物医学工程杂志,2008,25:557-561.
- [5] Xu Wei, Yang Jikuang. Virtual test validation of human head model for injury assessment in traffic accidents. *Automotive Engineering*, 2008, Vol. 30, pp. 151-155. 许伟,杨济匡.用于交通伤评估的头部有限元模型的虚拟试验验证.汽车工程,2008,30:151-155.
- [6] Wittek A., Omori K. Parametric Study of Effects of Brain-Skull Boundary Conditions and Brain Material Properties on Responses of Simplified Finite Element Brain Model under Angular Acceleration Impulse in Sagittal Plane. *JSME International Journal. Series C*. 2003.
- [7] Zhao Wei, Ruan Shijie, Li Haiyan. Validation of 5th Percentile Chinese Human Head Finite Element Model. 2010 China Conference of Automotive Safety Technology, 2010 赵玮,阮世捷,李海岩.第5百分位中国人头部有限元模型的有效性验证.中国汽车工程学会第13届汽车安全技术学术会议,2010
- [8] Nahum A.M, Smith R., Ward C.C. Intracranial pressure dynamics during head impact. *Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference*. USA, 1977.
- [9] Ruan J.S, Khalil T.B., King A.I. Dynamic response of the human head by impact by three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1994, Vol. 116, pp. 44-50.