

颅骨厚度对颅内生物力学响应的影响

阮世捷, 李超[#], 崔世海, 李海岩, 贺丽娟, 吕文乐
(天津科技大学 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222)

摘要:目的 通过有限元方法研究颅骨厚度对颅内力学参数的影响。方法 选取第5百分位女性头部进行CT扫描,构建生物仿真度较高的头部有限元模型,通过重构尸体试验验证所建模型。建立不同颅骨厚度的头部有限元模型,进行多组试验,对比颅内各项力学参数。结果 相同头部尺寸下,随着颅骨厚度减小,颅内压负值受到影响较大,呈现下降趋势;颅内压正值受到影响较小,但是呈现上升趋势。脑组织剪切力、von Mises 应力会相对增大,且增长幅度较大。结论 相同头部尺寸下,颅骨厚度在一定程度上会影响头部损伤,颅骨厚度小的人相较颅骨厚度大的人更容易受伤。

关键词:颅骨厚度; 颅内压; 脑组织; 剪切力; 头部损伤

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.04.010

The Influence of Skull Thickness on Intracranial Biomechanical Response

RUAN Shijie, LI Chao[#], CUI Shihai, LI Haiyan, HE Lijuan, LÜ Wenle

(International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: Objective To study the influence of skull thickness on intracranial biomechanical parameters by finite element method. **Methods** The female head at 5th percentile was selected for CT scanning to construct finite element model of the head with high biofidelity, and the model was verified by reconstructed cadaver test. The finite element model of the head with different skull thickness was established, and multiple groups of tests were carried out to compare the intracranial mechanical parameters. **Results** The negative value of intracranial pressure was significantly affected by the decrease in skull thickness under the same head size, while the negative value of intracranial pressure was slightly affected, with an increasing trend. The shear stress and von Mises stress of brain tissues were significantly increased with skull thickness increasing. **Conclusions** Under the same head size, the skull thickness will affect head injury to a certain extent, and people with small skull thickness are more likely to be injured than those with large skull thickness.

Key words: skull thickness; intracranial pressure; brain tissues; shear stress; head injury

头部损伤是威胁人类生命的重要因素,多年来针对头部损伤的研究持续不断,研究方法也经历了不断革新。最初,研究人员借助尸体、动物以及物理实验对头部损伤开展研究^[1-3];随着计算机技术的飞速发展,有限元方法成为研究头部损伤的重要方法。在有限元方法的基础上,越来越多影响头部损伤的因素被发现和研究。

研究表明,中国成人头部变化范围为第1~99百分位^[4]。国家标准中只对中国成人的身高、体质量进行标准化统一,而对于头部尺寸尚无国家标准,身高、体质量小的人头部尺寸并不一定比身高、体质量大的人小。例如:第5百分位人头部尺寸可能要比第95百分位人头部尺寸大。赵玮等^[5]使用放缩法研究头部尺寸对颅内生物力学响应的影响,但该研究并未涉及颅骨厚度对颅内生物力学响应的影响。阮世捷等^[6-8]研究撞击时颅骨材料参数的敏感性,以及其对颅内压的反应。由于个体差异性,每个人的颅骨厚度均有所不同。本文利用有限元方法,在相同头部尺寸基础上建立不同颅骨厚度的头部有限元模型,重点探究颅骨厚度对颅内响应的影响。

1 模型构建

1.1 几何模型构建

根据 GB/T 10000-1988《中国成年人人体尺寸》选取身高、体质量为第5百分位的成人女性进行头部有限元模型构建。该女性年龄42岁,身高153 cm,体质量62 kg,头部尺寸介于第85~98百分位。该成人女性头部的各项数据与第5百分位头部差别较大(见表1)。

表1 第5百分位头部数据

模型	头长	头宽	前额骨	顶骨	枕骨
成人女性头部	167.285	142.089	10.191	8.399	10.641
头部 ^[9]	163.884	135.339	7.895	4.231	6.861

对人体头部进行CT扫描,利用医学软件Mimics依据人体正常生理结构在软件中的冠状面、矢状面以及水平面适当进行描绘,提取头部各组织。将得到的各组织导入逆向工程软件Geomagic中,进一步调整优化几何模型,并且手动划分

NBRUS 曲面片,进行曲面拟合。

1.2 有限元模型构建

利用HyperMesh等软件划分大脑网格,最终生成质量较高的六面体大脑网格模型。大脑网格划分完成后,利用“投影法”划分颅骨、下颌骨、面骨、头皮等其余部位,保证模型良好的仿真生物学结构。建立完成的第5百分位成人女性头部有限元模型如图1所示。该模型包括胼胝体、大脑镰、小脑幕、脑室、间脑、脑脊液、小脑、灰质、白质等详细的解剖学结构,模型总质量为4.282 kg,由72 137个节点、64 456个实体单元以及14 084个壳单元组成。网格质量对后续仿真计算精度、计算时间以及计算结果有重要的影响,故需要对模型进行网格质量检查(见表2)。

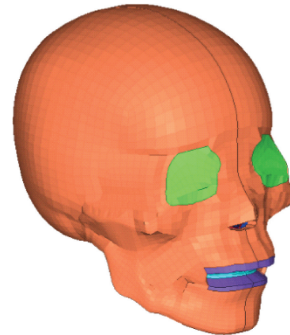


图1 第5百分位成人女性头部有限元模型

Fig.1 Finite element model of the head for adult female in the 5th percentile

表2 网格质量参数

Tab.2 Mesh quality parameters

质量控制参数	质量要求
翘曲度/(°)	<60
长宽比	<15
雅克比	>0.3
歪斜度/(°)	<80
最小长度/mm	0.34
最小内角/(°)	8.58
最大内角/(°)	172.66

模型的材料属性同样是影响计算仿真的重要因素之一。目前根据尸体实验,已经得到比较详细的人体各部位、各组织材料参数。本模型使用已经公开发表的文献[10-13]中的数据(见表3)。

表3 有限元模型材料参数

Tab.3 Material parameters of the finite element model

组织	材料类型	密度/ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	弹性模量/ MPa	短效剪切 模量/kPa	长效剪切 模量/kPa	泊松比	体积弹性 模量/MPa
皮质骨	弹性	2 000	10 000	—	—	0.22	7 738
松质骨	弹性	1 300	6 000	—	—	0.30	740
面骨	弹性	2 500	6 000	—	—	0.23	3 086
小脑	线性黏弹性	1 060	2 190	6	1.2	—	2 190
大脑镰	弹性	—	31.5	—	—	0.45	—
硬脑膜	弹性	1 140	11.72	—	—	0.23	7
软脑膜	弹性	1 130	19.32	—	—	0.45	64
白质	线性黏弹性	1 060	2 190	7.5	1.5	—	2 190
灰质	线性黏弹性	1 060	2 190	6	1.2	—	2 190
脑丘	线性黏弹性	1 060	2 190	6	1.2	—	2 190
脑干	线性黏弹性	1 060	2 190	6	1.2	—	2 190
脑脊液	线性黏弹性	1 040	2 190	0.5	0.1	—	2 190
脑室	线性黏弹性	1 040	2 190	0.5	0.1	—	2 190
小脑幕	弹性	—	31.5	—	—	0.45	—
牙齿	弹性	2 245	2 070	—	—	0.3	—
皮肤	弹性	1 140	0.228	—	—	0.499 9	2.278

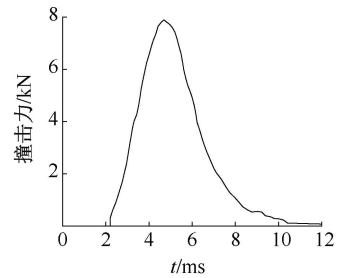
2 头部有限元模型验证

2.1 Nahum 尸体试验

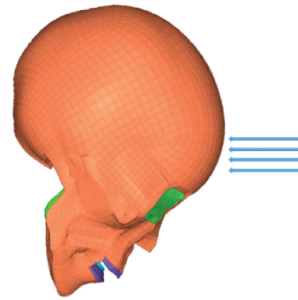
Nahum 等^[13]为研究头部在碰撞时的生物力学响应,对未经防腐处理的尸体进行头部撞击试验。在试验中,尸体静止并且呈坐姿,头部向前旋转使法兰克福平面与水平面呈现 45°夹角,并且受到以恒定速度移动的撞锤撞击,撞击部位为中矢状面的前额部位,撞锤的撞击路径通过头部质心。试验记录碰撞力、时间和加速度-时间曲线,另外分别记录碰撞区域附近的额骨处、冠状面后部鳞状缝上部顶骨处、人字缝下部枕骨处和枕骨大孔后部枕骨处的颅内压力-时间曲线。但该撞击试验只给出了第 37 号试验的碰撞力-时间、加速度-时间和颅内压力-时间曲线,其他只给出了这些试验的峰值。试验中也并未列出撞锤尺寸以及缓冲材料的相关参数,故给头部有限元模型的验证精度带来一定误差。

2.1.1 试验设置 Nahum 等^[13]的试验条件中缺乏撞锤尺寸以及填充材料等参数,为了减小仿真试验误差,提高精度,直接将试验中测得的输入力-时间曲线加载到头部有限元模型的前额部分节点[见图 2(a)]。考虑到该试验撞击的持续时间较短,头部采用自由边界条件[见图 2(b)]。

2.1.2 尸体试验仿真结果分析 参照 Nahum



(a) Nahum 试验中第37号尸体头部撞击力曲线



(b) 设置边界条件后的模型

图2 Nahum 尸体试验撞击力曲线以及边界条件设置

Fig.2 Impact force curve and boundary condition setting for Nahum cadaver test (a) Head-impact force curve of body No. 37 in the Nahum test, (b) Model after setting boundary conditions

等^[13]尸体试验,对建立的头部有限元模型进行碰撞仿真,得到碰撞加速度以及颅内压曲线(见图 3)。结果表明,加速度峰值为 1.88 km/s^2 ,与实

验值 2.0 km/s^2 较为接近,并且头部加速度曲线与输入的撞击载荷的变化趋势相同。颅内压力呈梯度分布,撞击侧呈现正压,对撞侧呈现负压,变化

趋势同输入的撞击载荷。撞击侧、对撞侧压力峰值分别为 182.59 、 122.7 kPa ,其与试验值对比及误差见表 4。

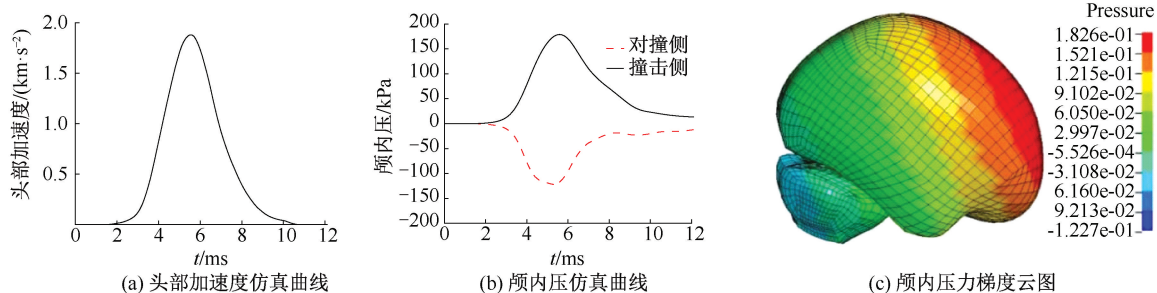


图3 Nahum 尸体试验重构仿真结果

Fig.3 Reconstruction simulation results from Nahum cadaver test (a) Head acceleration simulation curve, (b) Intracranial pressure simulation curve, (c) Intracranial pressure gradient cloud map

表 4 颅内压力峰值与其相对试验值误差

Tab.4 Error of intracranial pressure peak and its relative test value

参数	压力峰值/kPa	
	撞击侧	对撞侧
试验值	180	-62
现第 5 百分位成人头部有限元模型仿真值	182.59	-122.7
原第 5 百分位头部有限元模型仿真值	247.531	-89.03

表 5 Trosseille 尸体试验条件

Tab.5 Conditions from Trosseille cadaver test

试验名称	撞击部位	撞击器 (23.4 kg)	撞击速度/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)
MS408-1	胸部	平板 240×240	5
MS408-2	前额	聚苯乙烯泡沫 50 mm	5
MS408-3	面部	方向盘 N°1	5
MS428-1	前额	聚苯乙烯泡沫 50 mm	6
MS428-2	面部	方向盘 N°2	7
MS428-3	面部	方向盘 N°2	7

2.2 Trosseille 尸体撞击试验

Trosseille 等^[14]为验证所构建的有限元模型,进行一系列的尸体试验。试验中,尸体呈坐姿,使用不同类型撞击器对尸体胸部、面部、前额等部位进行撞击,试验条件见表 5。

2.2.1 试验设置 MS428-2 通常被用来验证有限元模型,该试验对面部进行冲击,试验时间为 17 ms 。

由于尸体试验中并没有将头部与躯干分离,并且撞击时颅骨基本不变形,故将测得的头部质心处直线加速度^[15]直接加载到颅骨处进行仿真试验。

2.2.2 尸体试验仿真结果分析 试验中颅内压力呈梯度分布,撞击侧呈现正压力,对撞侧呈现负压力。试验选取头部额叶处、枕骨处、侧脑室处以及第 3 脑室处的压力进行对比,结果如图 4 所示。

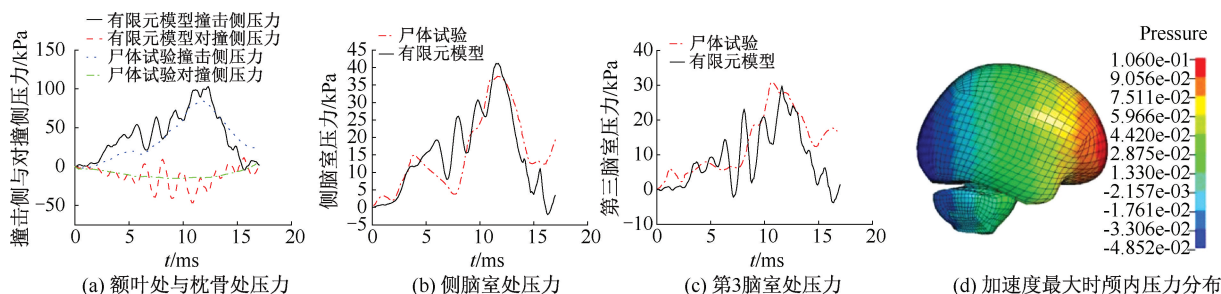


图 4 Trosseille 尸体试验重构仿真结果

Fig.4 Reconstruction simulation results from Trosseille cadaver test (a) Pressure in frontal lobe and occipital bone, (b) Pressure in lateral ventricle, (c) Pressure in the third ventricle, (d) Distribution of intracranial pressure at the maximum acceleration

2.3 头部有限元模型验证结果

通过使用第5百分位成人女性头部有限元模型进行尸体试验重构,分析头部在受撞击时的颅脑生物力学响应。结果表明,该有限元模型能够较为合理地重构尸体试验中的头部加速度、颅内压力,故可以认为所建模型合理有效。

3 颅骨厚度对颅内响应

3.1 试验方法

由表2可知,第5百分位女性头部与第5百分位头部尺寸有所差距,颅骨厚度相差也很大。由 Nahum 等^[13]尸体试验重构结果可知,第5百分位女性头部有限元模型与第5百分位头部有限元模型颅内压正负值有差距。因此,建立23组不同颅骨厚度的头部有限元模型,分别编为 A、O、S、A1~A5、B1~B5、C1~C5、D1~D5号(见表6)。建立的23组有限元模型除颅骨厚度不相同外,其余条件均相同。

3.2 不同颅骨厚度颅内压以及头部损伤准则仿真结果

表7所示为不同颅骨厚度下的压力峰值以及头部损伤准则(head injury criterion, HIC)对比。当颅骨厚度逐渐减小时,颅内撞击侧压力峰值逐渐提高,对撞侧压力峰值逐渐减小(此处负号只表示压力方向),对撞侧的压力响应随颅骨厚度的改变更为明显,而 HIC 值波动不大。图5所示为不同厚度颅骨颅内压以及颅内压力峰值变化曲线。表8为不同前额骨、顶骨以及枕骨厚度下颅内压力峰值。

表6 头部颅骨厚度

Tab.6 Skull thickness

模型	厚度/mm			
	前额骨	顶骨	枕骨	
原始模型	A	10.23	8.41	10.71
	O	12.28	10.092	12.852
	S	11.25	9.251	11.781
不同整体颅骨厚度模型	A1	9.17	7.56	9.58
	A2	8.15	6.72	8.51
	A3	7.13	5.88	7.45
	A4	6.11	5.04	6.38
	A5	5.09	4.19	5.32
不同前额骨厚度模型	B1	9.17	8.41	10.71
	B2	8.15	8.41	10.71
	B3	7.13	8.41	10.71
	B4	6.11	8.41	10.71
	B5	5.09	8.41	10.71
不同顶骨厚度模型	C1	10.23	7.56	10.71
	C2	10.23	6.72	10.71
	C3	10.23	5.88	10.71
	C4	10.23	5.04	10.71
	C5	10.23	4.19	10.71
不同枕骨厚度模型	D1	10.23	8.41	9.58
	D2	10.23	8.41	8.51
	D3	10.23	8.41	7.45
	D4	10.23	8.41	6.38
	D5	10.23	8.41	5.32

表7 不同颅骨厚度模型颅内压力峰值

Tab.7 Skull thickness and intracranial pressure peaks

模型	正压峰值/kPa	负压峰值/kPa	HIC
O	179.29	-131.94	570
S	180.72	-129.01	570
A	182.59	-127.36	570
A1	187.79	-99.72	583.3
A2	196.81	-78.25	583.3
A3	197.15	-77.71	583.3
A4	198.79	-64.35	583.4
A5	201.57	-61.13	583.4

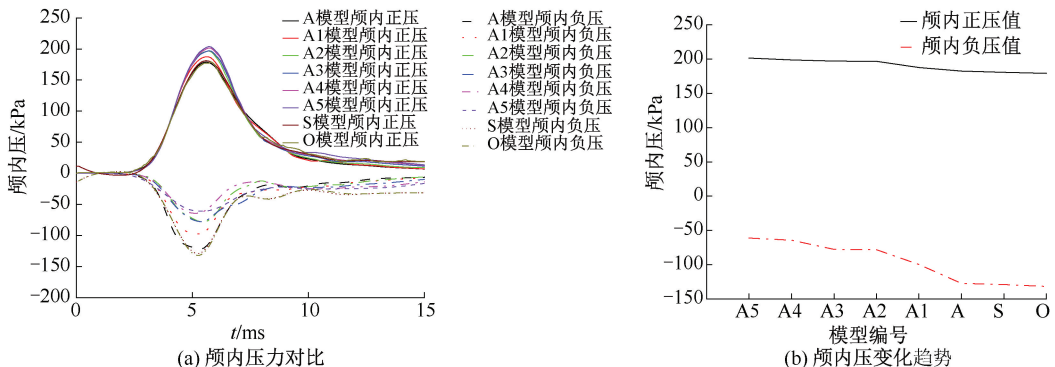


图5 不同颅骨厚度颅内压力对比及颅内压变化趋势

Fig.5 Contrast of intracranial pressure with different skull thickness and variation trend of intracranial pressure (a) Comparison of intracranial pressure, (b) Variation curves of intracranial pressure

表 8 不同部位颅骨厚度颅内压力峰值

Tab.8 Intracranial pressure peaks in different parts with different skull thickness

正压峰值/kPa						负压峰值/kPa					
前额骨		顶骨		枕骨		前额骨		顶骨		枕骨	
A	182.59	A	182.59	A	182.59	A	-127.36	A	-127.36	A	-127.36
B1	183.28	C1	182.64	D1	182.57	B1	-127.48	C1	-127.04	D1	-127.81
B2	183.77	C2	184.08	D2	182.47	B2	-127.60	C2	-126.49	D2	-127.34
B3	183.57	C3	185.11	D3	182.37	B3	-127.81	C3	-125.98	D3	-126.71
B4	185.17	C4	185.94	D4	182.31	B4	-128.01	C4	-125.59	D4	-126.29
B5	186.51	C5	186.55	D5	182.29	B5	-128.24	C5	-125.24	D5	-126.16

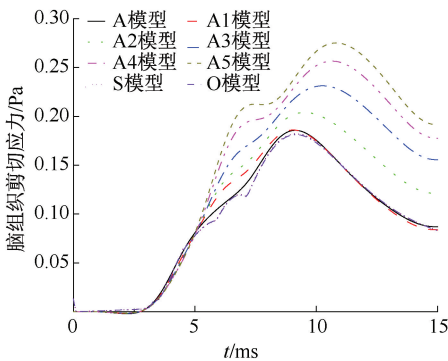
3.3 不同颅骨厚度脑组织剪切力、von Mises 应力仿真结果

图 6 所示为不同颅骨厚度下脑组织剪切力和 von Mises 应力曲线。随着颅骨厚度减小,脑组织剪切力以及 von Mises 应力逐渐增大。脑组织剪切力以及 von Mises 应力峰值见表 9。

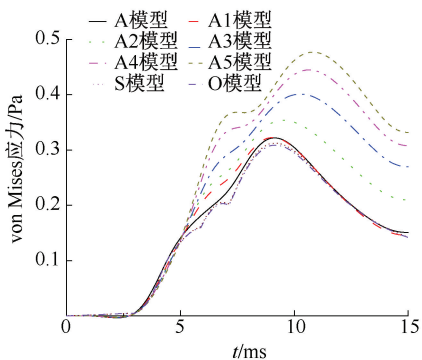
表 9 不同颅骨厚度模型脑组织剪切力、von Mises 应力峰值

Tab.9 Shear stress of brain tissue and peaks of von Mises stress for models with different skull thickness

模型	脑组织剪切应力/Pa	von Mises 应力/Pa
O	180.9	308.8
S	182.2	312.4
A	183.6	318.3
A1	184.4	319.6
A2	201.9	350.1
A3	229.7	398.2
A4	254.8	441.7
A5	273.1	473.5



(a) 剪切力



(b) von Mises 应力

图 6 不同颅骨厚度下脑组织应力仿真结果

Fig.6 Simulation results of stress for brain tissues with different skull thickness

(a) Shear stress, (b) von Mises stress

4 讨论

由表 8 可知,整体颅骨厚度改变会很大程度影响颅内正压值和负压值;而相对于负压,对正压的影响较小。当颅骨厚度为原厚度 50% 时,脑组织剪切力、von Mises 应力增长率分别为 50.97%、53.34%,变化较大;HIC 也会随着颅骨厚度减小呈现较小的增长趋势。

根据试验结果表 7 和表 9,运用 SPSS 软件对颅骨厚度与颅内压正压、颅内压负压、脑组织剪切应力以及 von Mises 应力进行线性回归分析。图 7 所示为颅内各项指标随颅骨厚度的变化趋势回归曲线。以颅骨厚度为自变量 X ,以颅内压正压、颅内压负压、脑组织剪切应力以及 von Mises 应力为因变量 Y ,构建回归方程,方差分析, P 分别为 0、0、0.01、0.01, R^2 分别为 0.941、0.934、0.856、0.872,拟合的回归方程具有统计学意义。回归方程分别为:

$$\text{颅内正压 } Y = -3.465X + 220.6$$

$$\text{颅内负压 } Y = -11.47X + 3.304$$

$$\text{脑组织剪切应力 } Y = -0.01346X + 0.3281$$

$$\text{von Mises 应力 } Y = -0.02393X + 0.573$$

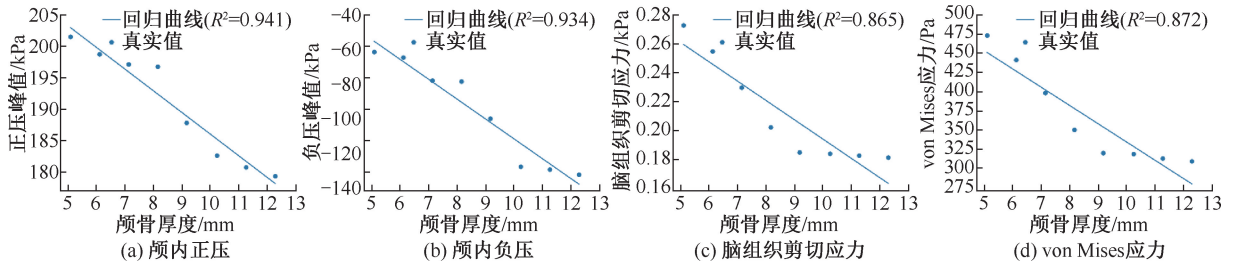


图7 各项力学参数随颅骨厚度变化趋势

Fig.7 Variation trend of various mechanical parameters with skull thickness (a) Positive intracranial pressure, (b) Negative intracranial pressure, (c) Shear stress of brain tissue, (D) Von Mises stress

回归系数 t 检验结果表明, $P < 0.05$ 。根据残差图结果,在正态分布中,数据沿对角线和对角线方向分布,回归模型满足正态性假设。根据散点图结果,数据均在 $(-2, 2)$ 区间内,具有正态性和方差齐性。由相关系数可知,颅内压正压、颅内压负压、脑组织剪切力、von Mises 应力均与颅骨厚度呈负相关。为了验证回归方程的有效性,对某颅骨厚度(前额骨 8.50 mm、顶骨 7.01 mm、枕骨 8.88 mm)的头部重新进行仿真,仿真结果为 194.123、-85.778、0.198 8、0.344 6 kPa,而根据回归方程预测的颅内压正压、负压、脑组织剪切应力、von Mises 应力分别为 191.148、-94.191、0.213 7、0.369 6 kPa,各项预测结果的误差均在 10% 之内。因此,可以根据回归方程,在一定程度上预测撞锤撞击不同颅骨厚度头部的颅脑生物力学响应。

当前额骨、顶骨以及枕骨厚度单独减小时,颅内压正压与负压变化非常小,但颅内压正压呈现上升趋势,负压呈现下降趋势,脑组织剪切力以及 von Mises 应力变化不大,分别稳定在 0.184、0.31 kPa,并且变化无规律。通过回归性分析可知,不同部位的颅骨厚度与颅内压同样存在较高的相关性,但是数值的变化非常小。

通过试验中各项指标的回归分析以及变化趋势,可以推断在较大的冲击载荷下(例如在汽车碰撞^[15-16]或者棍棒打击^[17-18]等情况下),随着颅骨厚度减小,颅内压、HIC、脑组织剪切力以及 von Mises 应力等参数会随之变大,脑组织损伤情况也会随之加重。

5 结论

本文借助重构尸体试验,对有限元模型进行验

证,比较在相同的撞击载荷下不同颅骨厚度的头部颅内响应,系统研究颅骨厚度对颅内生物力学响应的影响,得出以下结论:

(1) 借助第 5 百分位成人女性头部有限元模型对尸体试验进行重构,分析头部在受撞击时的颅脑生物力学响应。有限元模型能够较为合理地重构尸体试验中的头部加速度、颅内压力以及损伤情况。

(2) 颅骨厚度对颅内压力、脑组织剪切力、von Mises 应力影响很大。通过回归分析可知,颅骨厚度与颅内压正压、负压、脑组织剪切力、von Mises 应力具有很高的相关性。随着颅骨厚度的减小,颅内压正值、脑组织剪切力和 von Mises 应力随之增大,并且增长幅度较大;其中,脑组织剪切力和 von Mises 应力增长幅度分别达到了 50.97% 和 53.34%。因此,在相同的头部尺寸和撞击载荷下,颅骨厚度小的人比颅骨厚度大的人更容易受到伤害。

参考文献:

- [1] LISSNER HR, LEBOW M, EVANS FG. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man [J]. Surg Gynecol Obstet, 1960, 111(3): 329-338.
- [2] OMMAYA AK, HIRSCH AE, FLAMM ES, et al. Cerebral concussion in the monkey: An experimental model [J]. Science, 1966, 153(3732): 211-212.
- [3] MIYAZAKI Y, TACHIYA H, ANATA K, et al. Measurement of pressure responses in a physical model of a human head with high shape fidelity based on CT/MRI data [J]. Int J Mod Phys B, 2008, 22(9): 1718-1723.
- [4] 李海岩, 阮世捷, 彭翔, 等. 基于 CT 图像的活体人颅骨几何特征的研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(6):

946-950.

- [5] 赵玮, 阮世捷, 李海岩, 等. 基于有限元模型的人体头部尺寸对颅内响应影响的探讨[J]. 生物医学工程学杂志, 2012, 29(5): 960-966.
- [6] 阮世捷, 赵玮, 李海岩, 等. 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[C]//第8届汽车交通安全国际论坛论文集. 长沙: 湖南大学, 2010.
- [7] 阮世捷, 王学魁, 刘文岭, 等. 关于头部组织材料性能敏感性对颅内压力响应的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2004, 23(3): 252-258.
- [8] ZHAO W, RUAN SJ, LI HY, *et al.* Development and validation of a 5th percentile human head finite element model based on the Chinese population [J]. *Int J Vehicle Safety*, 2012, 6(2): 91-109.
- [9] 许伟, 杨济匡. 用于交通伤评估的头部有限元模型的虚拟实验验证[J]. 汽车工程, 2008, 30(2): 151-155.
- [10] 胡敏, 羊玢, 肖峰, 等. 汽车碰撞事故中头颈部损伤模型的构建与验证[J]. 汽车技术, 2016, 32(4): 57-62.
- [11] 包永涛. 第95百分位国人头部有限元模型的构建及应用研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2010.
- [12] 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[C]//中国汽车安全技术国际学术会议暨中国汽车工程学会汽车安全技术年会. 重庆: 中国汽车工程学会, 2010.
- [13] NAHUM A, SMITH R, WARD C. Intracranial pressure dynamics during head impact [C]//Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE, 1977: 339-366.
- [14] TROSSEILLE X, TARRIERE C, LAVASTE F, *et al.* Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol [C]//Proceeding of 36th Stapp Car Crash Conference. Seattle: SAE, 1992: 235-253.
- [15] 刘先觉. 基于汽车—行人碰撞事故仿真再现的头部—地面碰撞力学分析[D]. 重庆: 重庆工学院, 2008.
- [16] 杨济匡. 汽车与行人碰撞中的损伤生物力学研究概览[J]. 汽车工程学报, 2011, 1(2): 81-93.
- [17] 张荣华. 棍棒致颅骨严重骨折而头皮无明显损伤1例[J]. 刑事技术, 1988(5): 14.
- [18] 王誉洁. 基于CT数据颅骨有限元模型的建立及枕部坠落伤和打击伤应力分析的研究[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2017.