

文章编号:1004-7220(2016)03-0254-07

颅脑组织材料参数对儿童头部冲击响应的影响

陈越, 崔世海, 李海岩, 贺丽娟, 阮世捷

(天津科技大学 机械工程学院, 天津 300222)

摘要: **目的** 针对目前对儿童颅脑组织材料参数的不确定性, 研究直接冲击载荷条件下颅脑组织材料参数对儿童头部冲击响应的影响。**方法** 应用已验证的3岁儿童头部有限元模型进行冲击仿真实验, 采用正交实验设计和方差分析对儿童颅脑组织材料进行参数分析。**结果** 颅骨弹性模量对儿童头部冲击响应具有显著性影响, 随着颅骨弹性模量的增加, 头部撞击侧颅内压力显著减小 ($P=0.000$), 对撞侧颅内压力显著增大 ($P=0.000$), 颅骨最大 Von Mises 应力显著增大 ($P=0.000$)。脑组织的线性黏弹性材料参数对儿童头部冲击响应同样具有显著性影响, 随着脑组织短效剪切模量的增加, 脑组织最大主应变显著减小 ($P=0.000$), 脑组织最大剪应力则显著增加 ($P=0.000$)。**结论** 参数分析结果可为今后儿童头部有限元模型的材料选取提供参考依据, 进而提升模型在预测临床上无法通过脑 CT 影像确诊的脑震荡等脑损伤时的准确性。

关键词: 儿童头部; 有限元模型; 颅脑组织; 正交实验设计; 头部冲击响应

中图分类号: R651.1; R308.1 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.03.254

Effects from material parameters of craniocerebral tissues on impact responses of child head

CHEN Yue, CUI Shi-hai, LI Hai-yan, HE Li-juan, RUAN Shi-jie (*College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China*)

Abstract: Objective In view of the uncertainties of material parameters for child craniocerebral tissues, the effects of such parameters on responses of child head under direct impact loads were investigated. **Methods** The impact simulation experiments were conducted under direct impact loads by using a validated finite element model of 3-year-old child head. Taguchi orthogonal method and variance analysis were performed to analyze the material properties of craniocerebral tissues in child head. **Results** Elastic modulus of the skull had statistically significant effects on impact responses of child head. With the skull elastic modulus increasing, the coup pressure decreased significantly ($P=0.000$), whereas the contrecoup pressure ($P=0.000$) and maximum Von Mises stress of the skull increased significantly ($P=0.000$). The linear viscoelastic material parameters of brain tissues also had statistically significant effects on impact responses of child head. With the increase of the short-time shear modulus of brain tissues, the maximum shear stress of brain tissues increased significantly ($P=0.000$) whereas the maximum principal strain decreased significantly ($P=0.000$). **Conclusions** These statistical analysis results can provide references for selecting material parameter of craniocerebral tissues in finite element model of child head, which will be helpful to improve diagnosis accuracy of brain injuries such as concussion difficult to be definitely diagnosed when using brain CT images in clinic.

Key words: Child head; Finite element model; Craniocerebral tissues; Orthogonal experimental design; Head impact responses

收稿日期:2015-11-26; 修回日期:2015-12-04

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: shihaicui@tust.edu.cn。

创伤性脑损伤(trumatic brain injury, TBI)是导致儿童死亡与伤残的重要原因^[1],而汽车碰撞是造成这种脑损伤的重要因素之一^[2-3]。在汽车交通事故当中,常见的引起儿童头部发生严重脑损伤的碰撞形式主要有儿童行人头部与发动机罩的碰撞、儿童乘员头部与汽车内部结构及安全气囊的碰撞等^[4],这类碰撞形式所引起的损伤大多属于直接冲击载荷条件下的脑损伤,碰撞瞬间头部不会发生大幅度转动,头部会受到强烈的线性加速度作用,对颅骨及脑组织造成较为严重的损伤。

应用有限元网格划分技术构建具有高仿真度的儿童头部有限元模型已被很多学者作为研究儿童头部损伤机制的重要工具^[5]。儿童头部有限元模型的有效性可通过重构尸体实验或碰撞事故进行验证^[6],但由于伦理道德等原因,儿童头部生物组织材料的实验样本很难获取,脑组织及脑膜等组织材料参数的选取均参考成人数据^[7]。Prange 等^[8]研究表明,儿童脑组织的剪切刚度可能大于成人,但由于实验样本太少,该实验结论还需进一步证实。而0~3岁的儿童正处于快速生长发育期,3岁儿童的颅骨囱门刚刚闭合,并形成骨缝,颅骨刚度应远小于成人^[9]。

基于目前对儿童颅脑组织材料参数的不确定性,本文应用已验证的3岁儿童头部有限元模型进行冲击仿真实验,采用实验设计的方法,探讨在直接冲击载荷条件下颅脑组织材料参数对儿童头部冲击响应的影响,以期今后儿童头部有限元模型的材料选取提供参考依据。

1 材料与方 法

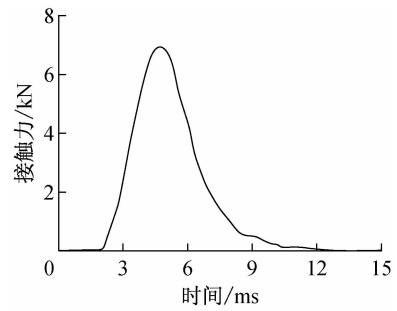
1.1 3岁儿童头部有限元模型概述

采用已验证的3岁儿童头部有限元模型^[10]进行冲击仿真。该模型基于真实儿童头部CT数据所构建并具有详细的解剖学结构,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。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、

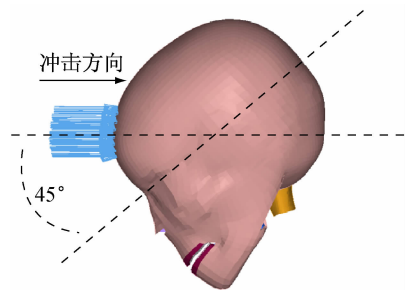
5 300个壳单元和86 327个节点,模型总质量为2.79 kg,模型的网格质量及各部分材料参数的具体定义参见文献^[10]。

1.2 冲击仿真条件设置

Nahum 等^[11]使用未经防腐处理的尸体头部进行一系列的头部撞击实验,并测量了头部与冲击器的接触力-时间曲线。本研究采用已验证的3岁儿童头部有限元模型^[10]进行头部冲击仿真,提取Nahum等^[11]所测得的头部与冲击器的接触力-时间曲线^[见图1(a)],将此曲线作为冲击载荷加载到模型前额处,冲击方向与头部法兰克福平面成45°;由于加载时间较短,整个头部模型不受约束处于自由状态^[见图1(b)]。所有仿真均在此载荷条件下进行,并运用显示动力学软件Pam-Crash 2012求解分析。



(a) 接触力时间历程曲线^[11]



(b) 冲击位置

图1 头部冲击仿真条件设置

Fig. 1 Head Impact simulation setup (a) Contact force-time history curve^[11], (b) Impact location

1.3 实验设计

目前针对于儿童颅骨及脑组织的生物力学材料实验非常少,所构建的儿童头部有限元模型的材料选取也大多参考成人数据,这可能会影响应用儿童头部模型来预测头部损伤的准确性。因此,采用正

交实验设计法^[12]对头部主要解剖学组织(颅骨、脑组织、脑脊液以及脑膜等颅脑组织)进行材料参数分析,探讨儿童头部哪些材料的变化会对头部响应产生显著性影响,从而为今后模型的材料选取提供重要参考。实验总共包括9个因子:头部模型中的颅骨材料为线弹性模型,将颅骨材料分为颅骨弹性模量 E_1 和骨缝弹性模量 E_2 两个因子;脑组织材料为线性黏弹性模型,包括脑组织短效剪切模量 G_{0} 、长效剪切模量 G_{inf} 、衰减常数 β 和体积模量 K_1 4个因子;脑脊液材料为线弹性流体模型,表征脑脊液材料的不可压缩性,将其体积模量 K_2 作为1个因子;而脑膜材料均为线弹性模型,将硬脑膜弹性模量 E_3 和软脑膜弹性模量 E_4 作为最后2个因子。所有因子都设定3个水平,以模型初始选用的材料参数作为基线水平(水平1),水平2、3的材料参数值分别为水平1的2和4倍。值得注意的是,选定的部分材料参数值的最高水平(水平3)远高于它们的文献参考值,例如:水平3的颅骨弹性模量几乎是普通成人颅骨弹性模量的2倍,脑脊液的体积模量是水的3倍,这是因为:①为了增大材料性能水平间的距离;②探讨头部有限元模型对高值材料性能响应的真实性^[13]。具体的因子水平设计及材料参数值如表1所示。表2所示为9因子3水平的正交实验设计表,总共进行27次仿真实验。

表1 材料参数的因子水平设计

Tab.1 Levels of factors selected for the computational experiment design

因子	水平		
	1	2	3
颅骨弹性模量, E_1 /GPa	4.7	9.4	18.8
骨缝弹性模量, E_2 /GPa	1.1	2.2	4.4
脑组织短效剪切模量, G_0 /kPa	大脑灰质/小脑	10	20
	大脑白质	12.5	25.0
	脑干	22.5	45.0
脑组织长效剪切模量— G_{inf} /kPa	大脑灰质/小脑	2	4
	大脑白质	2.5	5.0
	脑干	4.5	9.0
脑组织衰减常数, β/s^{-1}	80	160	320
脑组织体积模量, K_1 /GPa	2.19	4.38	8.76
脑脊液体积模量, K_2 /GPa	2.19	4.38	8.76
硬脑膜弹性模量, E_3 /MPa	31.5	63.0	126.0
软脑膜弹性模量, E_4 /MPa	11.5	23.0	46.0

表2 9因子3水平的正交实验设计表

Tab.2 Orthogonal experimental design with 9 factors and 3 levels for each factor

实验编号	E_1	E_2	G_0			G_{inf}			β	K_1	K_2	E_3	E_4
			大脑灰质/小脑	大脑白质	脑干	大脑灰质/小脑	大脑白质	脑干					
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	1	1	1
3	1	1	1	1	3	3	3	3	3	1	1	1	1
4	1	2	2	2	1	1	1	2	2	1	2	2	2
5	1	2	2	2	2	2	2	3	3	1	2	2	2
6	1	2	2	2	3	3	3	1	1	1	2	2	2
7	1	3	3	3	1	1	1	3	3	1	3	3	3
8	1	3	3	3	2	2	2	1	1	1	3	3	3
9	1	3	3	3	3	3	3	2	2	1	3	3	3
10	2	1	2	3	1	2	3	1	2	2	1	2	3
11	2	1	2	3	2	3	1	2	3	2	1	2	3
12	2	1	2	3	3	1	2	3	1	2	1	2	3
13	2	2	3	1	1	2	3	2	3	2	2	3	1
14	2	2	3	1	2	3	1	3	1	2	2	3	1
15	2	2	3	1	3	1	2	1	2	2	2	3	1
16	2	3	1	2	1	2	3	3	1	2	3	1	2
17	2	3	1	2	2	3	1	1	2	2	3	1	2
18	2	3	1	2	3	1	2	2	3	2	3	1	2
19	3	1	3	2	1	3	2	1	3	3	1	3	2
20	3	1	3	2	2	1	3	2	1	3	1	3	2
21	3	1	3	2	3	2	1	3	2	3	1	3	2
22	3	2	1	3	1	3	2	2	1	3	2	1	3
23	3	2	1	3	2	1	3	3	2	3	2	1	3
24	3	2	1	3	3	2	1	1	3	3	2	1	3
25	3	3	2	1	1	3	2	3	2	3	3	2	1
26	3	3	2	1	2	1	3	1	3	3	3	2	1
27	3	3	2	1	3	2	1	2	1	3	3	2	1

2 结果

应用数据分析软件 Minitab 16.0 对所有因子进行单因子方差分析(ANOVA)和协方差分析(ANCOVA),显著性因子为0.05。冲击仿真所测得的头部 HIC 值、峰值加速度、颅内压力、颅骨最大

Von Mises 应力、脑组织最大主应变和最大剪应力作为响应观测值可以全面评估颅骨及脑组织在冲击载荷条件下的损伤,通过方差分析结果探讨头部冲击

响应对颅脑组织材料的哪些参数最为敏感。表 3 所示为单因子方差分析的 P 值表,表 4 给出了 27 次仿真实验的结果数据。

表 3 单因子方差分析 P 值表Tab. 3 P -value of one-way ANOVA for each factor

参数	E_1	E_2	G_0	G_{inf}	β	K_1	K_2	E_3	E_4	
HIC	0.244	0.335	0.362	0.362	0.933	0.669	0.221	0.361	0.375	
峰值加速度	0.297	0.313	0.367	0.340	0.947	0.664	0.213	0.376	0.376	
颅内压峰值	撞击侧	0.000	0.892	0.988	0.849	0.903	0.599	0.992	0.936	0.996
	对撞侧	0.000	0.685	0.152	0.435	0.924	0.978	0.943	0.884	0.320
颅骨最大 Von Mises 应力	0.000	0.995	1.000	0.998	0.999	0.999	1.000	0.731	0.805	
脑组织最大主应变	0.769	0.950	0.000	0.961	0.812	0.837	0.981	0.996	0.840	
脑组织最大剪应力	0.145	0.858	0.000	0.796	0.421	0.640	0.999	0.976	0.457	

表 4 仿真实验结果

Tab. 4 Results of simulation experiments

实验编号	HIC	峰值加速度/ g	颅内压峰值/kPa		颅骨最大 Von Mises 应力/MPa	脑组织最大主应变	脑组织最大剪应力/kPa
			撞击侧	对撞侧			
1	5 316	390.14	476.54	-176.24	151.31	0.477	19.08
2	5 392	392.35	503.00	-180.35	147.68	0.496	17.85
3	5 384	392.10	525.11	-186.76	137.57	0.494	15.19
4	5 403	392.67	494.56	-183.46	148.22	0.302	23.97
5	5 392	392.35	509.43	-190.65	137.98	0.326	23.47
6	5 384	392.13	514.04	-178.47	153.89	0.305	18.49
7	5 401	392.66	504.99	-195.19	137.83	0.188	30.33
8	5 393	392.38	521.98	-181.87	153.72	0.164	24.00
9	5 385	392.14	554.06	-180.95	147.77	0.198	24.80
10	5 400	392.58	426.78	-217.05	118.99	0.328	27.14
11	5 385	392.11	422.66	-224.04	117.22	0.359	26.91
12	5 401	392.61	413.11	-211.63	116.92	0.362	25.47
13	5 401	392.58	418.23	-238.68	117.81	0.201	30.64
14	5 385	392.12	412.67	-219.75	117.49	0.178	26.15
15	5 401	392.59	410.43	-229.49	119.66	0.265	27.68
16	5 401	392.60	417.80	-213.61	117.81	0.504	20.88
17	5 386	392.14	450.08	-213.88	119.89	0.522	19.85
18	5 401	392.60	412.12	-224.43	118.13	0.644	21.35
19	5 393	392.36	396.32	-249.36	111.31	0.221	34.16
20	5 395	392.40	394.32	-215.94	111.36	0.193	29.39
21	5 390	392.26	384.21	-242.15	110.53	0.266	29.93
22	5 393	392.38	417.27	-188.50	111.50	0.453	19.96
23	5 395	392.43	379.69	-206.83	110.70	0.572	24.53
24	5 390	392.29	424.27	-187.47	111.89	0.492	20.52
25	5 393	392.36	399.00	-214.99	110.63	0.322	25.19
26	5 395	392.44	378.00	-226.33	111.46	0.389	27.26
27	5 391	392.29	413.20	-198.26	111.44	0.354	21.99

颅骨弹性模量 E_1 对颅内压力和颅骨最大 Von Mises 应力具有显著性影响 ($P = 0.000$, 见表 3)。控制颅骨弹性模量为协变量, 对其余 8 个因子分别进行单因子协方差分析。结果表明, 在控制颅骨弹性模量为协变量的情况下, 其余因子对颅内压力和颅骨最大 Von Mises 应力的影响均不显著 ($P > 0.05$, 见表 5)。

脑组织短效剪切模量 G_0 对脑组织最大主应变

和脑组织最大剪应力具有显著性影响 ($P = 0.000$, 见表 3), 控制短效剪切模量为协变量, 观察其余因子对响应值的影响是否显著。结果表明, 在控制短效剪切模量为协变量的情况下, 颅骨弹性模量对脑组织最大主应变 ($P = 0.045$) 和脑组织最大剪应力 ($P = 0.000$) 的影响变为显著, 而脑组织衰减常数 β 、体积模量 K_1 和软脑膜弹性模量 E_4 对脑组织最大剪应力的影响都变为显著 ($P < 0.05$, 见表 6)。

表 5 控制颅骨刚度的协方差分析 P 值表

Tab. 5 P -value of ANCOVA for each factor after controlling skull stiffness

参数	E_1	E_2	G_0	G_{inf}	β	K_1	K_2	E_3	E_4	
颅内压峰值	撞击侧	0.000	0.708	0.962	0.615	0.734	0.258	0.976	0.816	0.987
	对撞侧	0.000	0.632	0.160	0.391	0.904	0.972	0.927	0.855	0.293
颅骨最大 Von Mises 应力	0.000	0.984	1.000	0.994	0.998	0.998	0.999	0.398	0.517	

表 6 控制短效剪切模量 G_0 的协方差分析 P 值表

Tab. 6 P -value of ANCOVA for each factor after controlling G_0

参数	E_1	E_2	G_0	G_{inf}	β	K_1	K_2	E_3	E_4
脑组织最大主应变	0.045	0.447	0.000	0.526	0.072	0.097	0.731	0.939	0.101
脑组织最大剪应力	0.000	0.124	0.000	0.059	0.002	0.012	0.986	0.672	0.002

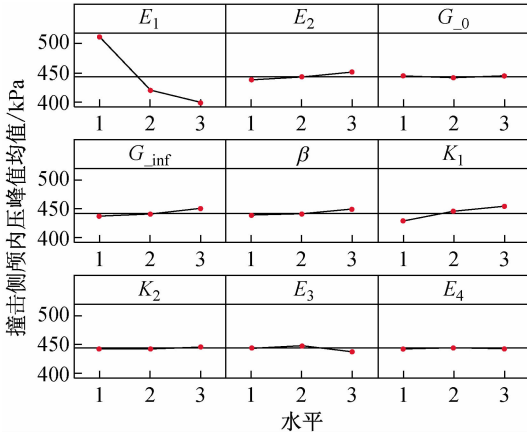
3 讨论

3.1 颅骨材料参数对头部冲击响应的影响

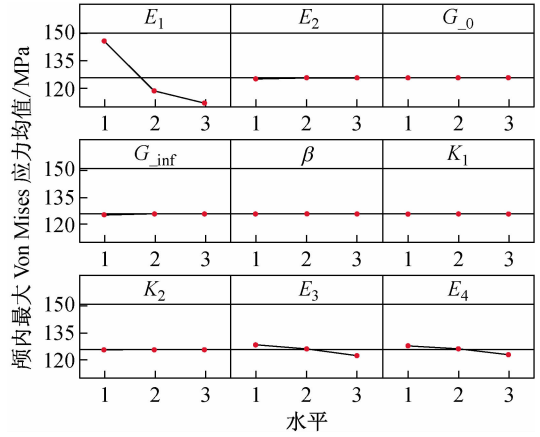
颅骨弹性模量 E_1 对颅内压力和颅骨最大 Von Mises 应力具有显著性影响 (见图 2)。随着 E_1 的增加, 头部撞击侧颅内正压显著减小 ($P = 0.000$), 对撞侧颅内负压则显著增大 ($P = 0.000$), 颅骨最大 Von Mises 应力显著增大 ($P = 0.000$), 推测仿真所应用的 3 岁儿童头部模型颅骨材料的本构模型为线弹性模型, 线弹性材料本构关系服从广义虎克定律, 即应力、应变在加卸载时呈线性关系, 颅骨弹性模量的增大会直接提升颅骨刚度, 使颅骨抵抗变形的能力增强, 吸能效果减弱, 从而会出现更大的应力集中。高刚度颅骨可能比低刚度颅骨更容易发生骨折, 而高刚度颅骨的抗变形能力可以减小颅骨内表面对脑组织的挤压变形, 从而使撞击侧压力减小; 而当压力波传递到对撞侧颅后窝区域时, 大部分压力波被高刚度颅骨反射, 从而导致对撞侧颅内负压增大。

颅骨骨缝的弹性模量 E_2 对所有响应值均没有显著性影响, 这可能是由于冲击力作用在前额位置, 颅骨的矢状缝、冠状缝和人字缝并没有受到直接的外力冲击, 且模型中颅骨骨缝的材料类型为线弹性。若要观察颅骨骨缝在冲击载荷条件下的断裂特性, 骨缝材料可选用弹塑性材料^[14], 并定义单元失效应变。在撞击过程中, 当骨缝单元所受应力超过其屈服强度时, 失效单元自动剔除, 进而可观察骨缝的断裂位置和骨折类型, 但相应本构模型的骨缝材料还需对儿童真实颅骨进行大量的生物力学材料实验来获取。

控制颅骨弹性模量为协变量, 对其余 8 个因子分别进行单因子协方差分析。结果表明, 其他因子对头部冲击响应的影响均没有变得显著 ($P > 0.05$), 可见相比于其他因子, 颅骨刚度变化对颅内压力和颅骨最大 Von Mises 应力的影响最为显著。模型中颅骨材料的选取直接关系到应用模型预测儿童颅脑损伤的准确性。



(a) 撞击侧颅内压的主效应图



(b) 颅骨最大 Von Mises 应力的主效应图

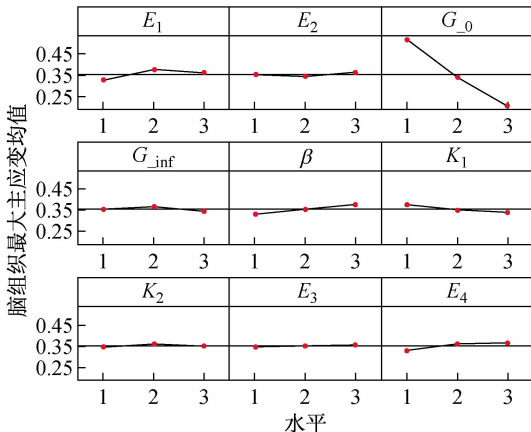
图2 因子主效应图

Fig.2 Main effect plot for factors (a) Main effect plot for coup pressure, (b) Main effects plot for maximum Von Mises stress of the skull

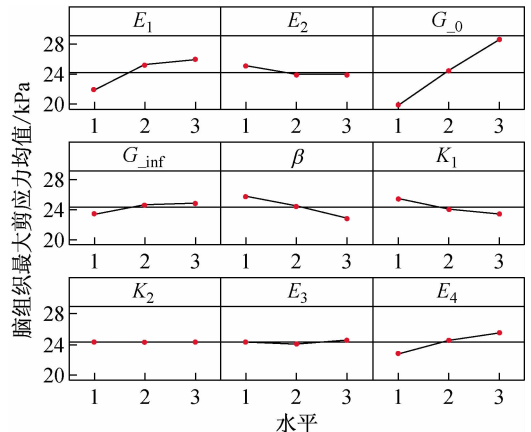
3.2 脑组织材料参数对头部冲击响应的影响

方差分析结果表明,脑组织短效剪切模量 G_0 对脑组织最大主应变和最大剪应力具有显著性影响(见图3),这是因为所采用的儿童头部有限元模型中脑组织材料的本构模型为 Zener 模型,即线性黏弹性本构模型。黏弹性是指材料在承受变形时,同时体现黏性和弹性的一种特性。其中,弹性是化学键沿着固体晶面的伸长的表现,黏性则是非晶体固体内原子或分子分布的决定的性质^[15]。Zener模型是由一个 Maxwell 模型和一个弹性体并联组成, G_0 表征脑组织的弹性特点,而 G_{inf} 表征脑组织的黏滞

性特点^[16]。随着 G_0 的增加,脑组织剪切刚度增大,脑组织最大主应变显著减小($P=0.000$),而脑组织最大剪应力则显著增加($P=0.000$)。其他因子对响应值均没有显著性影响($P>0.05$)。在已知 G_0 对脑组织最大主应变和最大剪应力的影响显著大于其余因子的情况下,控制 G_0 为协变量,观察其余因子对响应值的影响是否显著。结果表明,颅骨弹性模量对脑组织最大主应变($P=0.045$)和最大剪应力($P=0.000$)的影响变为显著,而脑组织衰减常数 β 、体积模量 K_1 和软脑膜弹性模量 E_4 对脑组织最大剪应力的影响也均变为显著($P<0.05$)。因此,颅



(a) 脑组织最大主应变的主效应图



(b) 脑组织最大剪应力的主效应图

图3 因子主效应图

Fig.3 Main effect plot for factors

(a) Main effect plot for maximum principal strain of brain tissues, (b) Main effect plot for maximum shear stress of brain tissues

骨及脑组织的材料参数对头部冲击响应有很大影响,头部有限元模型的材料选取要进一步精确,需要进行大量的儿童头部生物材料的力学实验,尽可能使颅脑组织材料参数的选取与样本年龄相对应,确保所构建模型具有较高的仿真度,提升后续仿真计算结果的可靠性。

4 结论

本文应用已验证的3岁儿童头部有限元模型进行冲击仿真实验,采用正交实验设计和方差分析,探讨在直接冲击载荷条件下,颅脑组织材料参数对儿童头部冲击响应的的影响,并得出以下结论:

(1) 颅骨弹性模量对儿童头部冲击响应具有显著性影响。随着颅骨弹性模量的增加,头部撞击侧颅内压力显著减小,对撞侧颅内压力则显著增大,颅骨最大 Von Mises 应力显著增大。在相同的冲击载荷条件下,高刚度颅骨更容易发生骨折,但对撞击侧的脑组织起到了更好的保护作用。

(2) 脑组织黏弹性本构模型的材料参数对儿童头部冲击响应具有显著性影响。随着脑组织短效剪切模量的增加,脑组织剪切刚度增大,最大主应变显著减小,而最大剪应力则显著增加。在控制脑组织短效剪切模量为协变量的情况下,脑组织衰减常数、体积模量和软脑膜弹性模量对脑组织最大剪应力的影响都变为显著。

(3) 后续研究还需要进行大量的儿童头部生物组织材料的力学实验,获取更精确的儿童颅脑组织材料参数,进而提升所构建儿童头部有限元模型的有效性和仿真度。

参考文献:

[1] Doshi BS, Meeks SL, Hendrickson JE, *et al.* Coagulopathy predicts mortality in pediatric patients with traumatic brain injury [J]. *Blood*, 2014, 124(21): 2891-2891.

[2] Viano D, von Holst H, Gordon E. Serious brain injury from traffic-related causes: Priorities for primary prevention [J]. *Accid Anal Prev*, 1997, 29(6): 811-816.

[3] Tamura A, Duma S. A study on the potential risk of traumatic brain injury due to ground impact in a vehicle-pedestrian collision using full-scale finite element models [J].

Int J Veh Saf, 2011, 5(2): 117-136.

[4] Gerald MG, Jesse M, Rue LW. The influence of side airbags on the risk of head and thoracic injury after motor vehicle collisions [J]. *J Trauma*, 2004, 56(3): 512-517.

[5] 羊玢,曹立波,陈宁. 颅脑有限元模型演化规律及其生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 576-581.

Yang B, Cao LB, Chen N. Advance in evolution and biomechanical mechanism for finite element model of human brain [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 576-581.

[6] Nursherida JM, Sahari BB, Nuraini AA, *et al.* Manohar finite element modelling of 1-year-old pediatric head with fontanel impact: Validation against experimental data [J]. *AJBAS*, 2015, 9(8): 53-61.

[7] Li ZG, Luo X, Zhang JH. Development/global validation of a 6-month-old pediatric head finite element model and application in investigation of drop-induced infant head injury [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2013, 112(3): 309-319.

[8] Prange MT, Margulies SS. Regional, directional, and age-dependent properties of the brain undergoing large deformation [J]. *J Biomech Eng*, 2002, 124(2): 244-252.

[9] Davis MT, Loyd AM, Shen HY, *et al.* The mechanical and morphological properties of 6-year-old cranial bone [J]. *J Biomech*, 2012, 45(15): 2493-2498.

[10] 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): 452-457.

Cui SH, Chen Y, Li HY, *et al.* Development and validation for the finite element model of child head [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 452-457.

[11] Nahum AM, Smith R, Ward CC. Intracranial pressure dynamics during head impact [C]//Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE International, 1977: 339-366.

[12] Montgomery DC. Design and analysis of experiments [M]. New York: Wiley Press, 1984.

[13] 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.

[14] Brittany C, Margulies SS. Material properties of human infant skull and suture at high rates [J]. *J Neurotraum*, 2006, 23(8): 1222-1232.

[15] 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*, 2014, 29(1): 85-92.

Zhao W, Ruan SJ, Li HY, *et al.* Analysis on constitutive models and biomechanical properties of brain [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(1): 85-92.

[16] Fung YC, Sanders JL. A first course in continuum mechanics [J]. *J Appl Mech*, 1978, 45(4): 100-111.