

DOI: 10.11883/bzycj-2024-0173

基于爆炸损伤的头部有限元模型建立与验证*

李涛, 常利军, 陈泰伟, 刘浚源, 肖淞铭, 蔡志华

(湖南科技大学机械设备健康维护湖南省重点实验室, 湖南湘潭411201)

摘要: 为了更好地理解爆炸冲击波作用下头部的力学响应和损伤机制, 利用计算机电子断层扫描与核磁共振医学图像获取了头部几何信息, 开发了具有骨缝结构的精细化头部有限元模型。基于已有的激波管尸体实验, 开展了正面、侧面与背面爆炸冲击数值模拟, 通过对比颅内压-时间历程曲线与颅内压峰值, 验证有限元模型的有效性。结果表明: 在3种冲击方向下, 颅内4个区域的压力峰值与文献实验仿真数据吻合较好; 爆炸仿真中颅骨骨缝处有明显应力集中, 骨缝线处头部有更大的损伤风险; 同等爆炸冲击强度下, 正面和背面冲击比侧面冲击对头部造成的损伤更严重。建立的头部模型可应用于爆炸载荷下的头部损伤研究, 同时可探究骨缝对于头部生物力学响应的影响, 对爆炸损伤研究具有重要意义。

关键词: 爆炸; 有限元模型; 模型验证; 生物力学; 颅内压力

中图分类号: O389

国标学科代码: 13035

文献标志码: A

Establishment and verification of a head finite element model based on explosion injury

LI Tao, CHANG Lijun, CHEN Taiwei, LIU Junyuan, XIAO Songming, CAI Zhihua

(Hunan Provincial Key Laboratory of Health Maintenance for Mechanical Equipment,
Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, Hunan, China)

Abstract: In order to better understand the mechanical response and injury mechanism of the head under the action of explosive shock wave, the geometric information of the head was obtained through computerized tomography and magnetic resonance imaging, and a finite element model of the head with fine cranial bone and brain tissue was developed. Based on the existing blast tube cadaver experiments, forward, side, and backward explosive shock numerical simulations were conducted, and the cranial pressure-time history curves and peak cranial pressure were compared to validate the finite element model. The results show that the peak pressures of the four regions in the cranium under the three impact directions are in good agreement with the experimental and simulated data in the literature; there is obvious stress concentration at the suture line of the cranial bone in the simulated blast simulation; the head has a greater risk of injury at the suture line; and the front and back impacts cause more serious head injuries than the side impact under the same explosive shock intensity. The head model established can be used in the study of head injury under explosive loading, and the influence of suture on the biomechanical response of the head can be explored, which has important research significance for blast injury research.

Keywords: explosion; finite element model; model verification; biomechanics; intracranial pressure

现代军事冲突中, 爆炸是常见的战争危害形式之一。对于爆炸造成的人员伤害, Connelly 等^[1]对 6950 名住院的美军士兵进行了筛查, 发现 61.9% 因爆炸性损伤入院。同时, 美国海军陆战队战斗创伤登记处的数据显示, 爆炸冲击导致的颅脑损伤患者占 52%^[2]。为了研究爆炸引发的颅脑损伤, 研究人员进行了

* 收稿日期: 2024-06-05; 修回日期: 2024-10-23

基金项目: 国家自然科学基金(12372356, 11972158); 湖南省研究生科研创新项目(CX20221044)

第一作者: 李涛(2000—), 男, 硕士研究生, litao200530@163.com

通信作者: 蔡志华(1981—), 男, 博士, 教授, 博士生导师, caizhihua003@163.com

大量的动物实验、尸体实验以及数值模拟,旨在深入探讨损伤机制和组织的耐受阈值^[3-7]。康越等^[8]为提高单兵装备的防爆性能,开展了在实爆场和激波管环境下对头部爆炸损伤的研究。本文建立了一个适用于爆炸损伤研究的头部有限元模型,对于深入理解头部爆炸损伤机制、提升头部保护性能以及改进损伤治疗方案具有重要意义。

近年来,针对脑损伤的研究, Mao 等^[9]开发了一种较为详细的人体头部模型,该模型是通过医学 CT (computed tomography)/MRI (magnetic resonance imaging) 图像并利用 Block 方式建立的头部有限元模型。为国内外研究学者提供了新的头部建模方法。Cotton 等^[10]建立了一种高度逼真的头颈部有限元模型,该模型旨在用于冲击模拟,具备高度的几何准确性,能够适应不同的研究需求。Ghajari 等^[11]通过计算模拟,预测了慢性创伤性脑病 (chronic traumatic encephalopathy, CTE) 病理变化的发生位置。该模型结合了生物力学特性,揭示了不同类型脑损伤对脑组织的影响,为理解创伤后脑病理机制提供了重要的理论基础,并为未来的临床应用和治疗策略的制定奠定了基础。Carmo 等^[12]为评估头部重复性冲击及其对女性大脑的影响,建立了一种具有生物形态特征的女性头部有限元模型,所建模型有助于深入研究创伤性脑损伤的机制。聂伟晓等^[13]针对破片侵彻对戴防弹头盔的头部靶标造成的钝击效应进行了数值模拟。这项研究为改进防护装备设计、提升其防护能力提供了重要的理论依据和数据支持。栗志杰等^[14]基于三维头部数值模型,深入探讨了颅脑碰撞损伤的机理。该研究为理解颅脑碰撞损伤的发生机制提供了重要的理论支持,并为相关防护措施的改进奠定了基础。张文超等^[15]通过爆炸冲击波对颅脑造成冲击的数值模拟,揭示了冲击波的传播特性及其对颅脑内部压力和应力分布的影响。

虽然目前大多数有限元模型能够对头部的颅内压力、脑损伤和颅骨骨折等进行损伤分析,但大多数模型都是通过碰撞实验来验证其有效性,鲜有通过爆炸实验进行验证。经过爆炸验证的头部模型更适合用于研究爆炸场景下的头部损伤。本文中,基于已有的模型建立方法^[16],通过对一名 35 岁、50 百分位的中国中等身材男性志愿者进行计算机断层扫描和核磁共振成像,模拟人体头部特征。基于这些数据,建立一种具有颅骨骨缝线的头部有限元模型,并利用激波管实验^[17]验证该模型的有效性。

1 材料与方法

1.1 模型建立

扫描一位 35 岁、50 百分位中国中等身材特征男性志愿者的头部,获取 CT/MRI 断层图片,扫描层厚度为 0.625 mm,共 601 张断层图像,通过这些 DICOM 图像,精确提取头部的几何信息。本文采用医学建模软件 3D-Slicer 对颅脑与颅骨进行了分割,成功构建了三维模型,为后续的生物力学分析和研究提供了基础数据。

本研究旨在构建具有详细颅骨结构的头部模型,需分割出颞骨、颧骨、面骨、枕骨和蝶骨等颅骨解剖结构。为探讨骨缝线对颅内力学响应的影响,需保留颅骨间的骨缝几何信息。根据 CT 断层图像,保留相关的几何特征,以便后续进行网格化处理。图 1(a) 展示了志愿者颅骨的分割模型。由于颅脑 MRI 图像阈值接近,将颅脑分割为大脑、小脑和脑干,并保留大脑表面沟壑。对分割后的模型进行平滑处理,以去除不利于构建模型的噪点,平滑后的颅脑分割结果如图 1(b) 所示。由于 3D-Slicer 生成的 STL 文件是由大量三角面拟合而成的曲面模型,无法直接用于网格划分,采用 Geomagic Design X 64 软件进行逆向建模,将 STL 转换为 STP 实体文件。头部各结构的逆向建模分别进行,处理过程中,接触表面存在的交叉干涉情况,因此模型需要在 HyperMesh 软件中进行简单的几何处理。获取到的模型几何图形如图 1(c) 所示。颅骨骨片之间通过布尔运算进行连接,形成完全啮合的锯齿形结构。为了避免 HyperMesh 自动划分网格可能出现的网格干涉问题,首先在头部几何表面生成三角形 2D 网格,然后填充这些 2D 网格包络的封闭空间,以生成内部网格。在已划分好的颅骨与颅脑网格基础上,通过颅骨内表面与颅脑外表面包络的封闭空间,进一步划分脑脊液网格。同时,在脑脊液的表面生成壳单元,其中外表面代表硬脑膜,内表面则对应软脑膜。

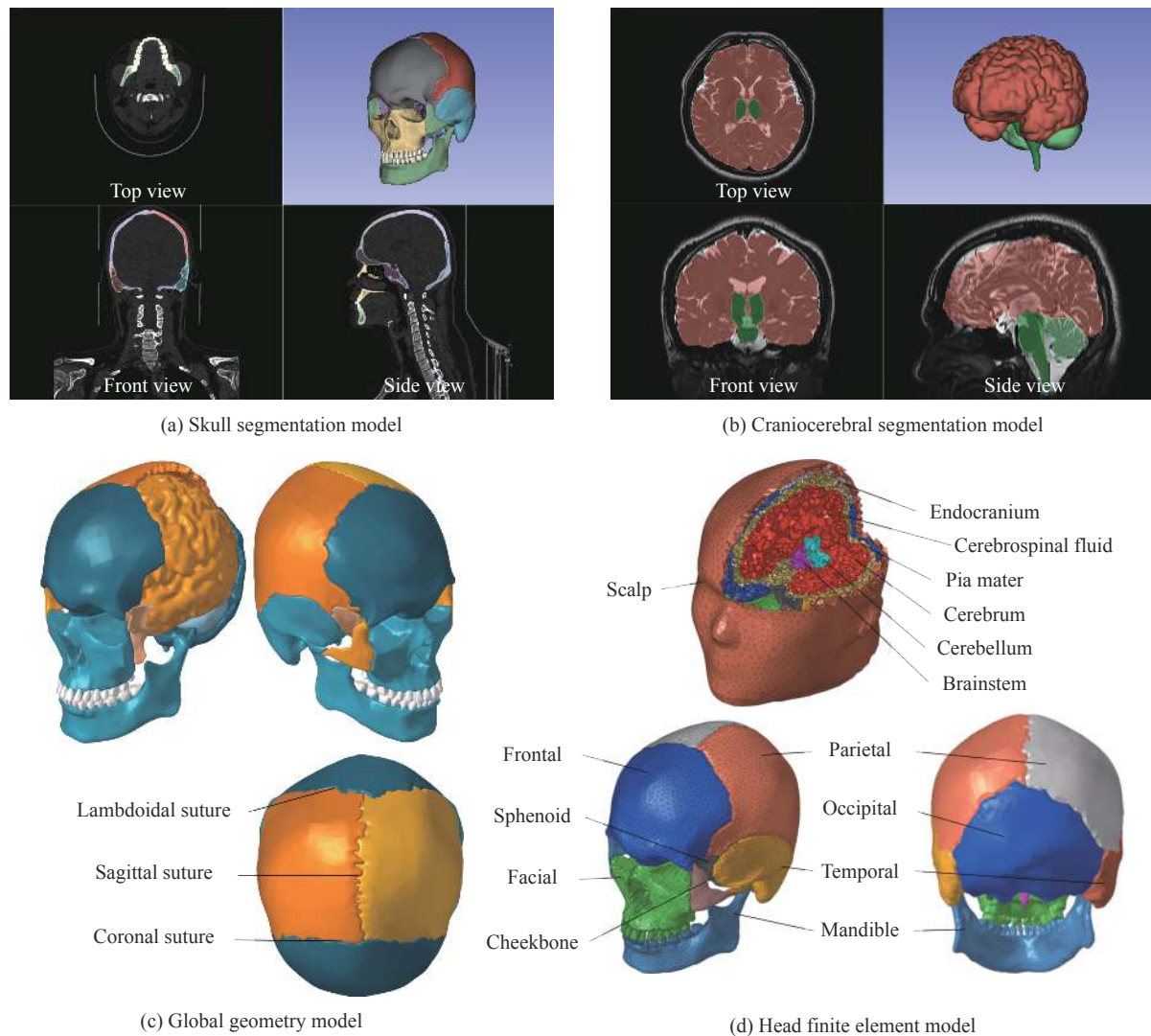


图 1 头部模型

Fig. 1 Head models

通过上述的方法,成功获得了包括颞骨、颧骨、额骨、枕骨、蝶骨、顶骨、面骨及下颌骨的颅骨以及包括大脑、小脑、脑干、脑脊液、硬脑膜与软脑膜的颅脑结构。在建立好的四面体网格模型中,经过模型整合和网格质量检查,确保 99% 以上的网格雅可比值不低于 0.3,长宽比不超过 5,网格尺寸约为 4 mm。各解剖结构采用共节点连接方式,骨片之间则通过锯齿形的共节点连接。最终建立的模型包含 95 563 个节点、525 076 个单元,头部总质量为 4.9 kg。最终的头部有限元模型如图 1(d) 所示。

1.2 材料属性

已有研究^[18]表明,骨组织具有弹塑性材料特性,在屈服点之前,弹塑性材料表现出弹性行为,而在屈服点之后,骨组织则可能发生断裂。因此,在模型中采用弹塑性材料来模拟骨组织的特性。在 LS-Dyna 软件中,颅骨组织采用 MATL_003 材料模型进行建模,而面骨组织则选用 MATL_001 材料模型。颅骨组织材料参数如表 1^[15-16]所示,表中 ρ 为密度, E 为弹性模量, ν 为泊松比, σ_y 为屈服极限, G 为切线模量, n 为硬化参数, C 和 P 均为 Cowper-Symonds 模型参数, ϵ_p 为塑性失效应变。

由文献 [18] 可知脑组织材料具有黏弹性,在 LS-DYNA 软件中,脑组织选用 MATL_006 材料来模拟其黏弹性特性。黏弹性材料变形与其剪切模量密切相关,剪切模量的计算公式为:

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

式中: G_0 为短时剪切模量, G_∞ 为长时剪切模量, β 为衰减常数, t 为时间。

对头皮和脑膜采用常用弹性材料进行表征。脑组织结构材料参数如表 2^[15, 18-19] 所示, K 为体积模量。

表 1 颅骨组织材料参数^[15-16]

Table 1 Skull tissue material parameters^[15-16]

结构	$\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$	E/GPa	ν	σ_y/MPa	G/GPa	n	Cowper-Symonds模型		$\varepsilon_p/\%$	来源
							C	P		
顶骨	2	11.5	0.3	90	1.15	0.1	2.5	7.0	0.02	文献[16]
颞骨	2	11.5	0.3	90	1.15	0.1	2.5	7.0	0.02	文献[16]
颧骨	2	11.5	0.3	90	1.15	0.1	2.5	7.0	0.02	文献[16]
枕骨	2	11.5	0.3	90	1.15	0.1	2.5	7.0	0.02	文献[16]
额骨	2	11.5	0.3	90	1.15	0.1	2.5	7.0	0.02	文献[16]
蝶骨	2	11.5	0.3	90	1.15	0.1	2.5	7.0	0.02	文献[16]
面骨	1.71	5.37	0.19	-	-	-	-	-	-	文献[15]
下颌骨	2	11.5	0.3	145	1.15	0.1	2.5	7.0	-	文献[16]

表 2 脑组织材料参数^[15, 18-19]

Table 2 Material parameters of brain tissue^[15, 18-19]

组织	$\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$	E/MPa	ν	G_0/kPa	G_∞/kPa	β/s^{-1}	K/MPa	来源
头皮	1.2	16.7	0.42	-	-	-	-	文献[18]
脑脊液	1.04	-	-	100	20	100	1050	文献[19]
硬脑膜	1.13	31.5	0.45	-	-	-	-	文献[15]
软脑膜	1.13	31.5	0.45	-	-	-	-	文献[15]
大脑	1.06	-	-	1.66	0.928	16.95	557	文献[18]
小脑	1.06	-	-	1.16	0.928	16.95	557	文献[18]
脑干	1.04	-	-	1.66	0.928	16.95	557	文献[18]

本文数值模拟中设定的炸药为 100 g TNT 炸药, 模拟该炸药在空气域中爆炸, 以再现实际的爆炸场景。在 LS-Dyna 软件中, 对空气选用 MATL_009 材料模型, 其状态方程采用线性多项式方程:

$$p_a = C_0 + C_1\mu + C_2\mu^2 + C_3\mu^3 + (C_4 + C_5\mu + C_6\mu^2) e_{a0} \quad \mu = \frac{1}{V_a} - 1 \quad (2)$$

式中: p_a 为压力, e_{a0} 为体积内能, V_a 为相对体积, C_0 、 C_1 、 C_2 、 C_3 、 C_4 、 C_5 和 C_6 为多项式系数。空气材料及状态方程参数^[20] 分别为 $\rho_a=1.225 \text{ kg/m}^3$, $C_0=C_1=C_2=C_3=0$, $C_4=C_5=0.4$, $C_6=0$, $e_{a0}=2.58 \times 10^5 \text{ J/m}^3$ 。

在数值模拟中, 对 TNT 炸药采用 MATL_008 材料, 并利用 JWL (Jones-Wilkins-Lee) 状态方程^[20] 来描述其爆炸过程。JWL 状态方程通常用于高能材料的爆炸模拟, 其形式为:

$$p_e = A \left(1 - \frac{\omega}{R_1 V_e} \right) e^{-R_1 V_e} + B \left(1 - \frac{\omega}{R_2 V_e} \right) e^{-R_2 V_e} + \frac{\omega e_{e0}}{V_e} \quad (3)$$

式中: p_e 为爆轰压力, V_e 为初始相对体积, e_{e0} 为体积爆轰能量, A 、 B 、 ω 、 R_1 和 R_2 均为多项式方程系数。TNT 炸药的具体参数^[20] 分别为 $\rho_e=1.63 \text{ g/cm}^3$, 爆速 $D=6930 \text{ m/s}$, $A=371 \text{ GPa}$, $B=3.23 \text{ GPa}$, $R_1=4.15$, $R_2=0.9$, $\omega=0.35$, $e_{e0}=6 \text{ GJ/m}^3$ 。

1.3 模型验证

为了模拟实际爆炸冲击头部场景, 参考王智等^[20] 的空气域模型, 构建了一个 $320 \text{ mm} \times 320 \text{ mm} \times 1500 \text{ mm}$

的空气域爆炸模型, 如图 2(a) 所示。该模型中, 对空气和炸药网格单元采用 ALE (arbitrary Lagrange-Euler) 算法进行计算, 网格尺寸设置为 5 mm。在起爆点的 yz 平面设置了对称边界, 以提高计算效率; 空气域的边界则设定为无反射边界, 并将边界压力保持在大气压, 以防止出现负压现象。

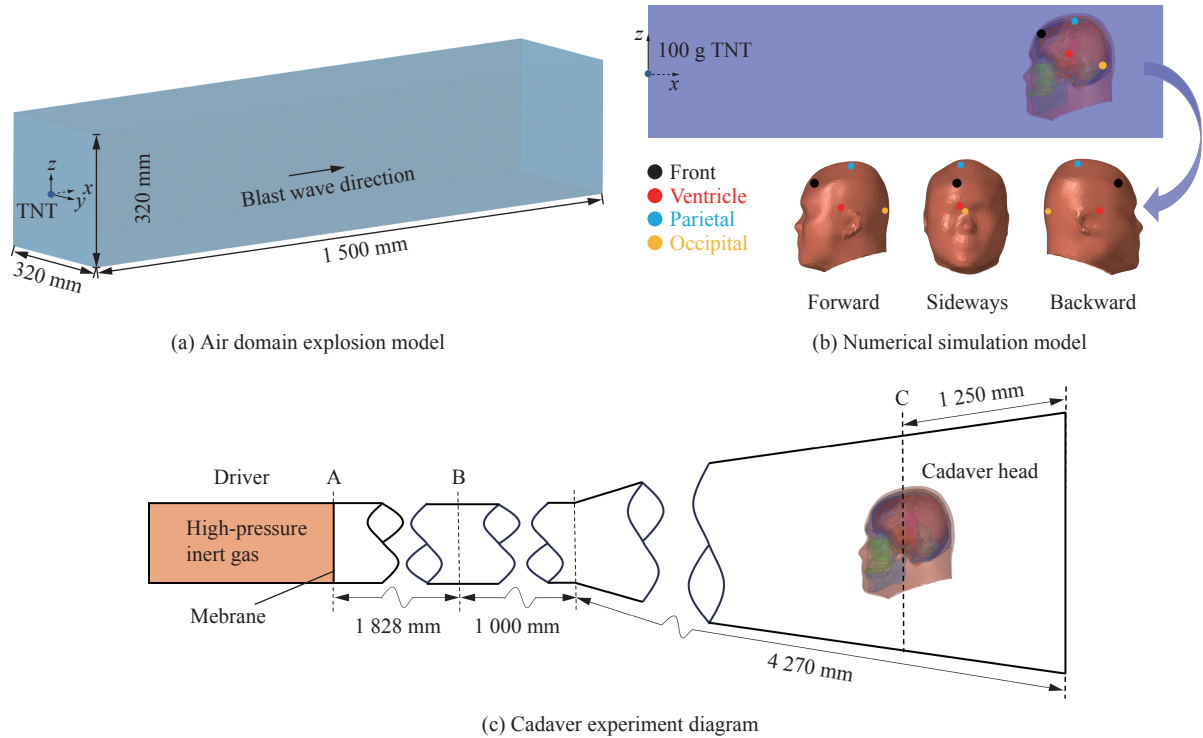


图 2 模型与实验示意图

Fig. 2 Model and experimental diagram

根据模型相似律理论, 建立了炸药在空气中爆炸的经验公式, 并通过试验确定了相关系数^[21], 从而得到了高爆炸药冲击波峰值超压的表达式:

$$\Delta p_+ = \begin{cases} \frac{1.07}{\bar{r}^3} - 0.10 & \bar{r} \leq 1 \\ \frac{0.076}{\bar{r}} + \frac{0.255}{\bar{r}^2} + \frac{0.650}{\bar{r}^3} & 1 \leq \bar{r} \leq 15 \end{cases} \quad \bar{r} = \frac{d}{\sqrt[3]{m}} \quad (4)$$

式中: Δp_+ 为峰值超压, 单位为 MPa; \bar{r} 为比例距离; m 为炸药当量, 单位为 kg; d 为爆炸中心与头部的距离 (简称爆心距), 单位为 m。

根据式 (4), 利用所建立的模型模拟 100 g TNT 炸药在空气域内的爆炸, 获取不同爆心距处的气压变化曲线及峰值超压。对比经验公式^[21] 预测的超压峰值与模拟结果, 检验所建立的爆炸模型是否具有可行性, 以及是否适用模拟爆炸场景。

在基于头部模型进行的爆炸损伤研究中, 首先需要验证头部模型的有效性。本文中, 参考 Sharma^[17] 的激波管实验与仿真, 将头部模型置于空气域内, 模拟 100 g TNT 炸药爆炸对人体头部的冲击, 以确保头部所受载荷与文献中的一致, 本文仿真模型如图 2(b) 所示。相较于 Sharma^[17] 的模型, 本文的空气域模型更贴近实际爆炸环境。Sharma^[17] 利用变直径激波管, 通过驱动室 (内有惰性高压气体) 产生的冲击波, 模拟爆炸所产生的高压冲击波, 作用于激波管尾端固定的头部模型。激波管尸体实验示意如图 2(c) 所示, 在激波管的 A 和 B 处装有压力传感器, 并在靠近尸体头部的的位置附加了压力传感器 C, 以便于测量激波发生过程中激波管内部气体压力的变化。

Sharma^[17]开展了 71、76 和 104 kPa 等 3 种冲击强度的激波管模拟爆炸实验。本文中采用空气域模型,模拟激波管产生的冲击波,通过控制炸药与头部模型的距离,以确保作用于头部的冲击波压力与实验一致。这种方法能够有效地再现 Sharma^[17]实验中所测得的压力特征,从而为后续模型验证提供可靠的基础。由于 71 和 76 kPa 强度近似,本文模型验证是在低强度(75 kPa)和高强度(102 kPa)2 种强度下进行,比较颅内压的变化及颅内压峰值。颅内压力测量点设置在头部的额部、脑室、顶部和枕部,测量点的位置在图 2(b)中进行了标注。这种设置能够全面评估不同强度下颅内压力的响应特征,为模型的有效性验证提供了重要依据。

2 结 果

爆炸冲击波在颅内传播规律极其复杂,受到多种因素影响。冲击波可以通过颅骨的骨缝传播,直接作用于颅脑。此外,头颅加速运动也会导致颅内出现应力和应变,从而进一步影响颅内压力的分布。冲击波直接作用于头部时,可能引起颅骨变形,使得冲击波以更快的速度通过颅骨并作用于脑组织^[22]。Sharma^[17]进行了 5 组实验,但由于实验的偶然性和多种因素的影响,最终仅有尸体 4 和 5 的实验数据可用于模型验证。文献中仅对正面冲击下颅内压的时间历程曲线进行了比较,未详细分析侧面和背面冲击。本文将通过建立的有限元模型进行仿真预测,分析颅内压-时间历程曲线及颅内压峰值,以验证所构建的头部有限元模型在头部的爆炸损伤研究中的适用性。研究发现,在爆炸载荷作用下,骨缝处会出现明显的应力集中,导致颅骨更易发生骨折,同时颅脑也可能遭受更严重的损伤。

2.1 空气域爆炸模型验证

通过建立的爆炸模型进行模拟仿真,分别测量在爆心距为 0.75、0.80、0.85、0.90 和 0.95 m 时的压力变化。所得到的压力变化曲线如图 3 所示。根据数值模拟分析所获得的超压峰值,与高爆炸药冲击波峰值超压公式^[21]进行对比,验证结果如表 3 所示。根据结果可知,超压峰值数值模拟结果与经验公式计算结果基本一致,相对误差控制在 10% 以内,最小误差为 0.18%。这表明所建立的空气域爆炸模型适用于爆炸相关的科学研究。

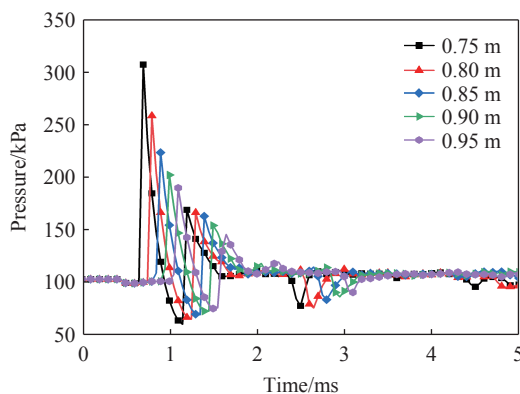


图 3 不同爆心距处压力随时间的变化

Fig. 3 Variation of pressure with time at different distances away from explosion center

表 3 不同爆心距处超压峰值的对比

Table 3 Comparison of overpressure peaks at different distances away from explosion center

d/m	$\Delta p_s/kPa$		相对误差/%
	数值模拟	经验公式	
0.75	307	298.7	2.78
0.80	258	256.7	0.51
0.85	223	223.4	0.18
0.90	202	196.2	2.96
0.95	190	173.8	9.32

2.2 正面爆炸

关于生物方面的验证,由于头部组织结构复杂,仿真和实验之间存在一定的偏差,因此本文中引入了 Sharma^[17]的仿真数据以达到验证的目的。在爆炸正面加载条件下,颅内压的数值模拟结果与实验结果^[17]的对比如图 4~7 所示,可以看出,低强度冲击波正面加载头部时,本文脑室和顶部颅内压力模拟结果与 Sharma^[17]的实验结果和仿真数据吻合良好。尽管实验存在一定的不可预测误差和偶然性,同时由于头部模型的差异及测量点的偏差,枕部的预测结果与实验结果存在一定差距,但与 Sharma^[17]的仿真数据拟

合度较好。额部的预测结果与 Sharma^[17] 的实验结果和仿真数据均存在差距,但依据康越等^[23] 的近期研究,前额附近的颅内压会出现一个极高的峰值,而不是先有一个较小峰值后再攀升至较大峰值。在高强度冲击载荷下,额部的颅内压预测与在低强度冲击分析类似,与康越等^[23] 的近期研究相符合。脑室和枕部的颅内压预测结果与 Sharma^[17] 的实验结果吻合度较高。尽管枕部区域的颅内压预测结果与 Sharma^[17]

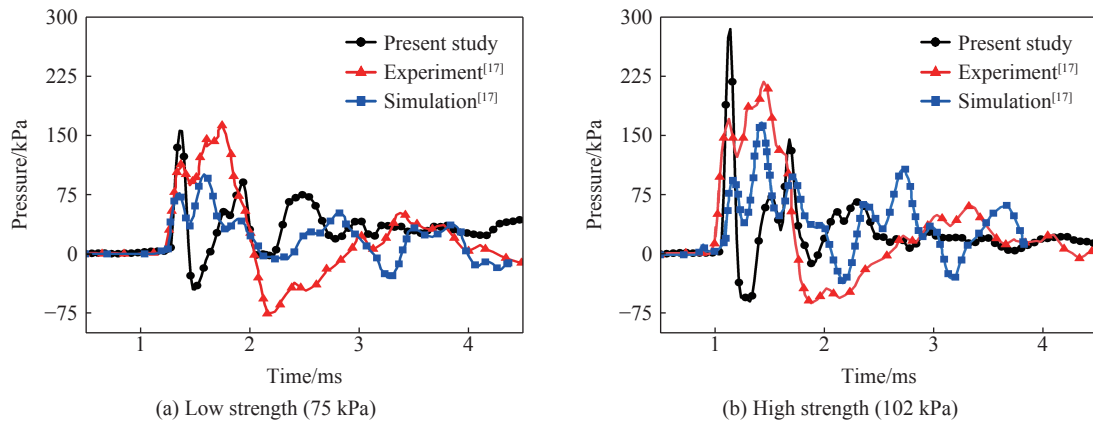


图 4 不同强度冲击波正面冲击下额部颅内压对比

Fig. 4 Comparison of frontal intracranial pressures under forward impact by different-strength shock waves

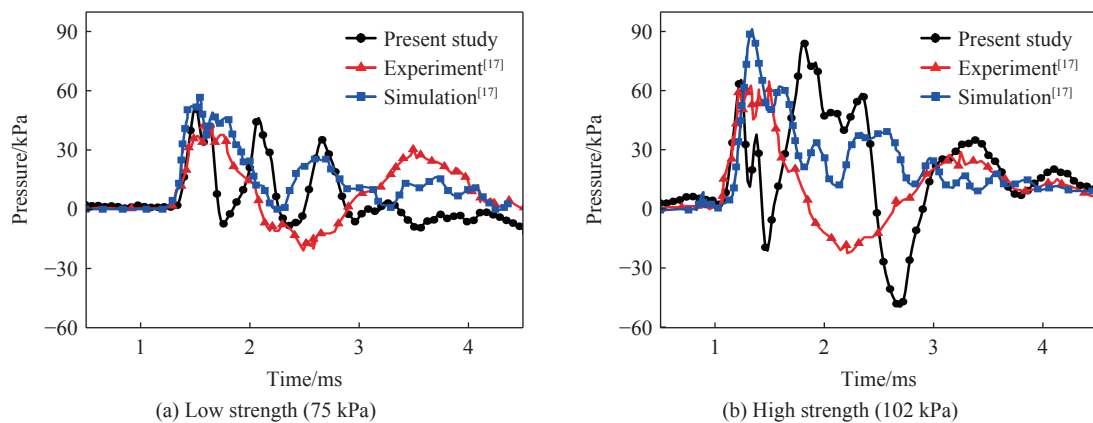


图 5 不同强度冲击波正面冲击下脑室颅内压对比

Fig. 5 Comparison of ventricle intracranial pressures under forward impact by different-strength shock waves

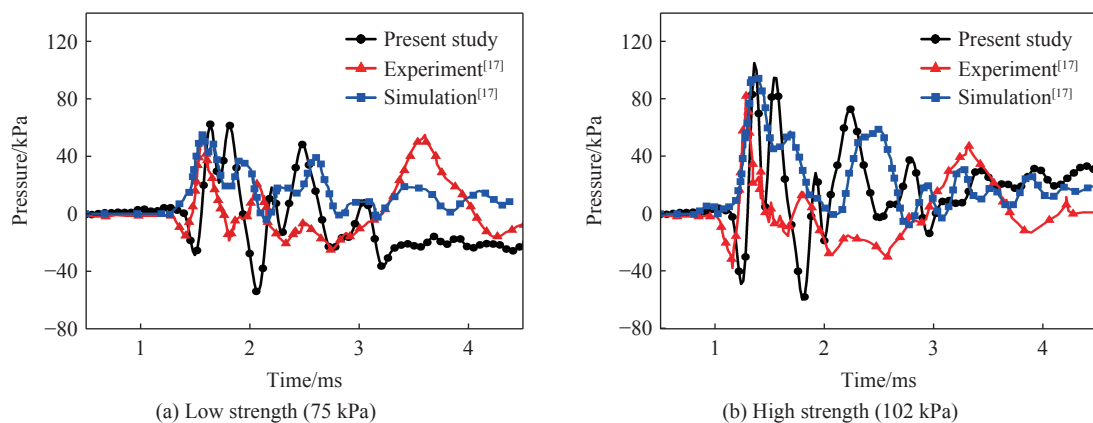


图 6 不同强度冲击波正面冲击下顶部颅内压对比

Fig. 6 Comparison of parietal intracranial pressures under forward impact by different-strength shock waves

的实验结果存在较大差距, 但与 Sharma^[17] 的仿真数据吻合较好。而其他位置的测量点均位于额部之后, 冲击波在头部发生了复杂的反射, 减小了外部因素的影响。综合分析颅内压变化曲线, 可以看出, 模型仿真所得的颅内压力变化曲线与 Sharma^[17] 实验和仿真拟合度较好。

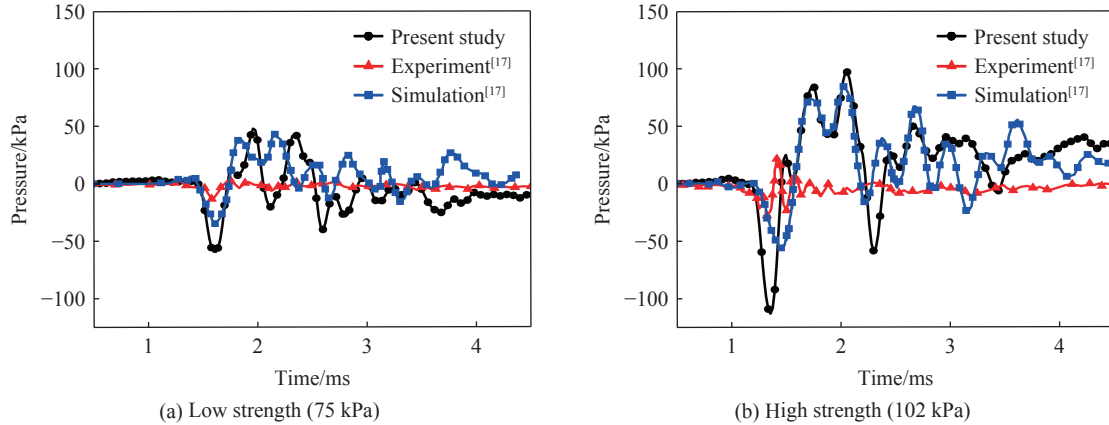


图 7 不同强度冲击波正面冲击下枕部颅内压对比

Fig. 7 Comparison of occipital intracranial pressure under forward impact by different-strength shock waves

表 4 展示了不同强度冲击波正面冲击下, 本文模型预测的颅内压峰值与 Sharma^[17] 的实验数据(cad4、cad5、cad4 与 cad5 平均值)和仿真数据的对比情况。由于实验的不确定性, Sharma^[17] 的一组尸体实验数据缺乏参考价值, 这也导致后文关于侧面和背面爆炸关于 cad 与 cad5 部分数据缺少。由表 4 可以看出, 在低强度和高强度冲击波冲击下, 数值模拟预测的颅内压峰值均为额部颅内压峰值 > 顶部颅内压峰值 > 脑室颅内压峰值, 其中枕部的颅内压峰值为负压。在低强度冲击下, 实验 cad4 与 cad5^[17] 的额部颅内压峰值平均值为 132 kPa, 本文模型预测的额部颅内压峰值为 155 kPa, 略高于实验平均值, 但介于实验 cad4 的额部颅内压峰值与实验 cad5 的额部颅内压峰值之间。本文模型预测的脑室颅内压峰值为 52 kPa, 高于相应的实验 cad4 的结果和实验 cad5 的结果及其两者的平均值, 但低于 Sharma^[17] 的仿真预测值。本文模型预测的顶部颅内压峰值为 62 kPa, 高于 Sharma^[17] 的实验结果和仿真预测值, 但误差在 20% 以内。在高强度冲击波冲击下, 额部颅内压峰值的预测结果与 Sharma^[17] 的数据存在较大偏差, 但脑室、顶部和枕部位置的颅内压峰值预测结果与 Sharma^[17] 的数据接近。其中, 本文模型预测的脑室颅内压峰值为 84 kPa, 高于 Sharma^[17] 的实验平均值 55 kPa, 但低于 Sharma^[17] 的仿真数据 91 kPa。综上所述, 在低强度和高强度冲击波作用下, 利用本文中建立的模型预测得到的颅内压峰值与 Sharma^[17] 的实验结果和仿真数据相吻合。

表 4 不同强度冲击波正面冲击下颅内压峰值对比
Table 4 Comparison of peak intracranial pressures under forward impact by different-strength shock waves

冲击波强度/kPa	颅内压峰值/kPa				备注
	额部	脑室	顶部	枕部	
75	102	32		-30	实验cad4 ^[17]
	162	46	53		实验cad5 ^[17]
	132	39			cad4与cad5的平均值 ^[17]
	103	55	55	-36	仿真 ^[17]
	155	52	62	-59	数值模拟
	4.51%	5.77%	11.29%	38.98%	最小误差
102	142	47		-40	实验cad4 ^[17]
	220	63	83		实验cad5 ^[17]
	181	55			cad4与cad5的平均值 ^[17]
	168	91	95	-55	仿真 ^[17]
	292	84	104	-112	数值模拟
	24.66%	8.33%	8.65%	50.89%	最小误差

2.3 侧面爆炸

表 5 展示了侧面冲击下, 本文模型预测的颅内压峰值与 Sharma^[17] 的实验数据(cad4、cad5、cad4 与 cad5 的平均值)和仿真结果的对比情况。在低强度冲击波冲击下, 额部颅内压的模型预测值与实验结

果^[17]存在较大误差,但与仿真结果^[17]相近。模型预测值为 76 kPa, Sharma^[17]的仿真数据为 69 kPa,两者的误差为 9.21%。脑室颅内压的模型预测值为 40 kPa, Sharma^[17]的实验平均值为 30 kPa, cad5 的实验值为 39 kPa, 仿真结果为 42 kPa, 最小误差为 1.25%。虽然模型预测的顶部与枕部颅内压峰值与 Sharma^[17]的实验数据存在较大差距,但和 Sharma^[17]仿真的预测值接近。在高强度冲击下,模型预测的额部颅内压峰值高于 Sharma^[17]的实验和仿真数据,脑室的预测值与 Sharma^[17]的仿真结果接近,枕部预测值介于 Sharma^[17]的实验结果与仿真结果之间。

2.4 背面爆炸

表 6 展示了背面爆炸冲击下,本文模型预测的颅内压峰值与 Sharma^[17]的实验数据(cad4、cad5、cad4 与 cad5 平均值)和仿真的对比情况。在低强度冲击下,额部预测的颅内压峰值介于 cad4 与 cad5 之间。脑室的预测结果虽然高于 Sharma^[17]的实验结果,但与 Sharma^[17]的仿真结果接近,误差为 4.76%。模型预测的顶部结果与 cad5 相近,误差为 9.28%。枕部的模型预测值与 Sharma^[17]的仿真相近。在高强度冲击载荷下,脑室和顶部的预测结果介于 Sharma^[17]的实验与仿真之间,而额部预测结果在 cad4 与 cad5 之间。枕部预测结果为 149 kPa,介于 Sharma^[17]的实验与仿真之间,Sharma^[17]的仿真数据为 138kPa,误差为 7.38%。通过颅内压峰值的对比,模型预测的结果与 Sharma^[17]的实验和仿真吻合较好。

2.5 力学响应与损伤分析

在模型验证过程中,发现高强度和低强度爆炸冲击波作用于头部时,颅骨骨缝处出现明显的应力集中。图 8 展示了低冲击强度下头部颅骨的应力云图,可以明显看出,3 个冲击方向均会在骨缝处产生应力集中。冲击波在经过骨缝时,由于骨缝相对于颅骨存在凹陷且截面厚度较小,应力通过骨缝作用于颅脑,从而导致更严重的脑损伤。这表明,在爆炸载荷作用下,由于颅骨骨缝的存在,爆炸冲击波更容易造成严重的脑损伤。

图 9 展示了正面、侧面和背面爆炸冲击对颅内 4 个位置的峰值压力的对比。其中,正面爆炸对枕部区域和背面爆炸对额部区域的颅内压峰值表现为负压。根据黄星源^[21]的研究,正面或背面冲击下,冲击波在经过整个头部后,会在冲击侧的背面汇聚,导致冲击波从背面挤压头部,从而使颅内出现负压。依据文献 [24] 中的损伤评估标准,发现在低强度冲击(图 9(a))与高强度冲击(图 9(b))下,脑室区域的颅内压强度最低,造成轻度脑损伤。在低强度冲击下,爆炸对头部造成轻度损伤;而在高强度冲击下,正面冲击对额骨区域的颅内压峰值达 292 kPa,造成中重度损伤。在颅内 4 个位置中,正面冲击下的颅内压均大于侧面

表 5 不同强度冲击波侧面冲击下颅内压峰值对比
Table 5 Comparison of peak intracranial pressure under lateral impact by different-strength shock waves

冲击波强度/kPa	颅内压峰值/kPa				备注
	额部	脑室	顶部	枕部	
75	20	20		13	实验cad4 ^[17]
	38	39	54		实验cad5 ^[17]
	29	30			cad4与cad5的平均值 ^[17]
	69	42	49	44	仿真 ^[17]
	76	40	72	68	数值模拟
	9.21%	1.25%	25%	35.29%	最小误差
102		24		37	实验cad4 ^[17]
	94	45	62		实验cad5 ^[17]
		34.5			cad4与cad5的平均值 ^[17]
	94	50	55	70	仿真 ^[17]
	118	56	88	68	数值模拟
	20.34%	10.71%	37.5%	2.94%	最小误差

表 6 不同强度冲击波背面冲击下颅内压峰值对比
Table 6 Comparison of peak intracranial pressures under back impact by different-strength shock waves

冲击波强度/kPa	颅内压峰值/kPa				备注
	额部	脑室	顶部	枕部	
75	-55	19		53	实验cad4 ^[17]
	-133	19	88		实验cad5 ^[17]
	-94	19			cad4与cad5的平均值 ^[17]
	-62	40	53	112	仿真 ^[17]
	-106	42	97	104	数值模拟
	11.32%	4.76%	9.28%	7.69%	最小误差
102	-74	22		90	实验cad4 ^[17]
	-156	25	150		实验cad5 ^[17]
	-115	23.5			cad4与cad5的平均值 ^[17]
	-73	49	127	138	仿真 ^[17]
	-135	45	143	149	数值模拟
	14.81%	8.89%	4.89%	7.38%	最小误差

冲击, 仅在低强度冲击时, 顶部与枕部的压力小于侧面冲击。而在高强度冲击下, 背面冲击造成的脑室损伤小于侧面冲击。综合比较压力峰值, 正面冲击和背面冲击对头部的综合损伤情况明显高于侧面冲击。

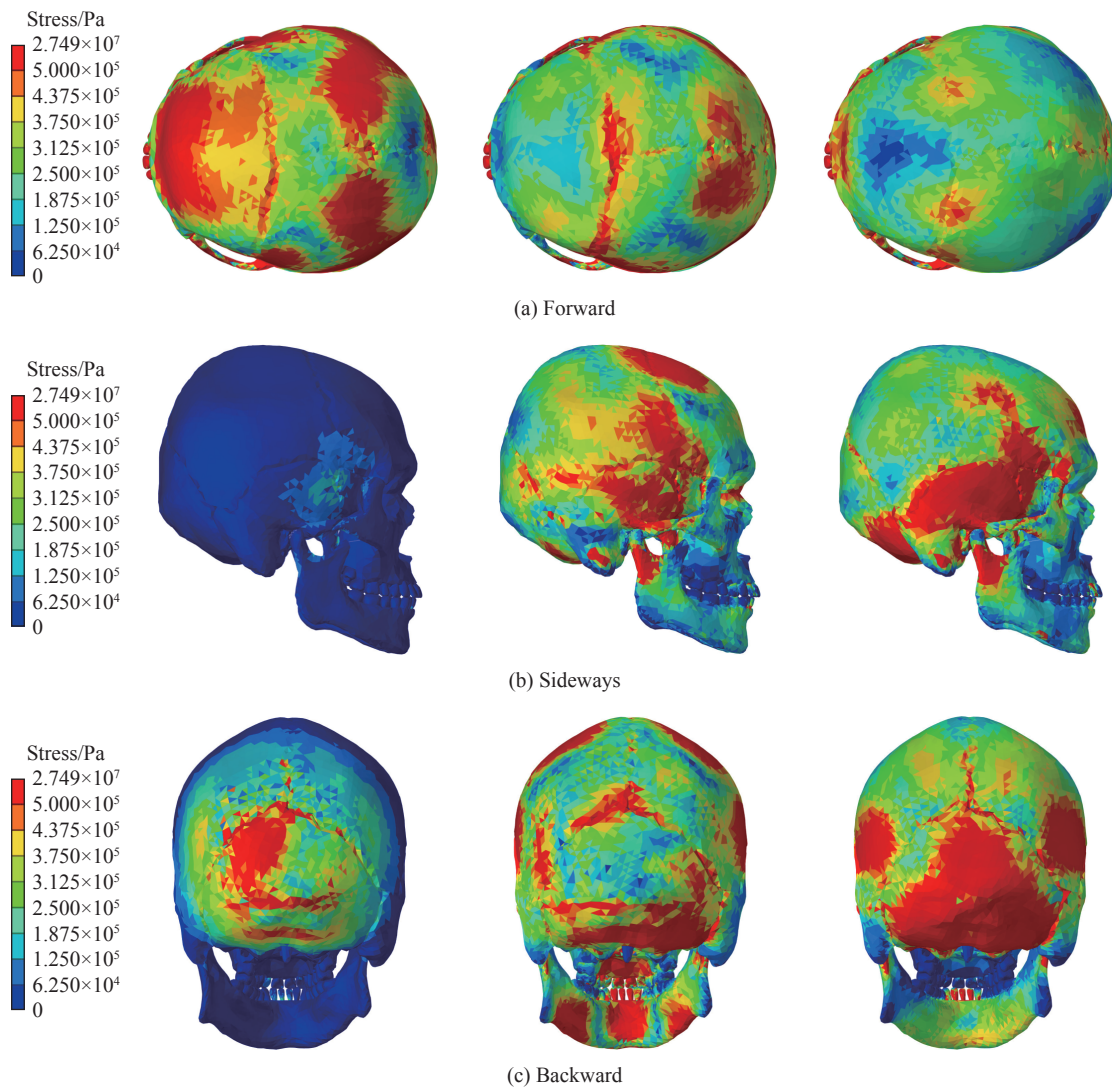


图 8 颅骨最大应力云图

Fig. 8 Maximum stress cloud map of skull

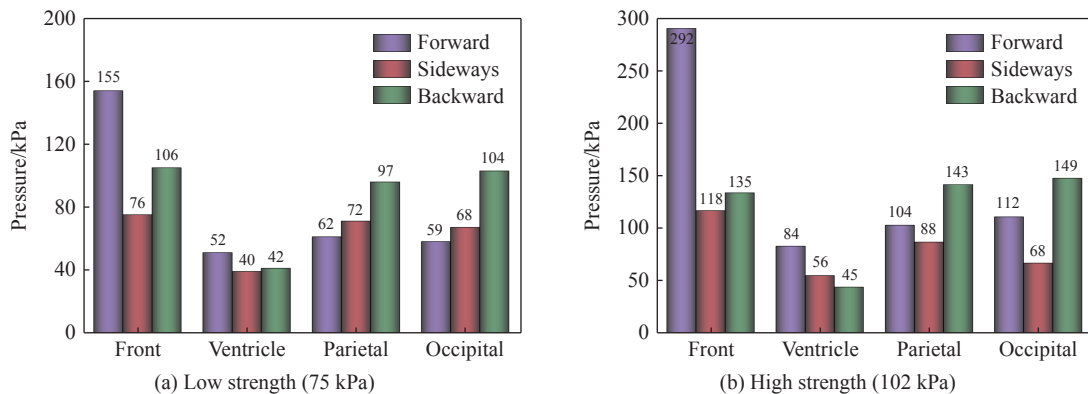


图 9 不同强度不同方向冲击波冲击下的颅内压峰值对比

Fig. 9 Comparison of intracranial pressure peak values under different intensity and direction impact wave shocks.

3 结 论

本研究建立了具有骨缝的精细解剖结构的头部有限元模型, 基于 Sharma^[17] 的激波管尸体实验, 开展了不同爆炸方向和冲击强度的数值模拟, 对比了正面冲击下颅内压变化以及不同冲击方向的颅内压峰值, 得到了以下结论:

(1) 模型数值模拟结果与 Sharma^[17] 的实验和仿真数据吻合较好, 表明建立的模型能够有效模拟头部在爆炸载荷下的生物力学响应, 如颅内压变化等。

(2) 骨缝区域出现明显的应力集中, 显示在爆炸载荷作用下, 该区域相较于其他部位具有更大的损伤风险。由于应力集中, 冲击波的传递路径会发生改变, 进而通过骨缝进入颅内, 使得爆炸损伤机制更加复杂, 对此问题仍需进一步研究。

(3) 在相同的爆炸冲击强度下, 正面和背面冲击对头部的损伤程度显著高于侧面冲击。

本文中所建立的具有骨缝的头部模型, 在一定程度上可为未来的头部爆炸损伤研究提供支撑, 可用于分析具有骨缝的人体头部在不同载荷下的响应。

参考文献:

- [1] CONNELLY C, MARTIN K, ELTERMAN J, et al. Early traumatic brain injury screen in 6594 inpatient combat casualties [J]. *Injury*, 2017, 48(1): 64–69. DOI: 10.1016/j.injury.2016.08.025.
- [2] GALARNEAU M R, WOODRUFF S I, DYE J L, et al. Traumatic brain injury during Operation Iraqi Freedom: findings from the United States Navy-Marine Corps Combat Trauma Registry [J]. *Journal of Neurosurgery*, 2008, 108(5): 950–957. DOI: 10.3171/JNS/2008/108/5/0950.
- [3] BHATTACHARJEE Y. Shell shock revisited: solving the puzzle of blast trauma [J]. *Science*, 2008, 319(5862): 406–408. DOI: 10.1126/science.319.5862.406.
- [4] YU X C, AZOR A, SHARP D J, et al. Mechanisms of tensile failure of cerebrospinal fluid in blast traumatic brain injury [J]. *Extreme Mechanics Letters*, 2020, 38: 100739. DOI: 10.1016/j.eml.2020.100739.
- [5] KULKARNI S G, GAO X L, HORNER S E, et al. Ballistic helmets: their design, materials, and performance against traumatic brain injury [J]. *Composite Structures*, 2013, 101: 313–331. DOI: 10.1016/j.compstruct.2013.02.014.
- [6] MOSS W C, KING M J, BLACKMAN E G. Skull flexure from blast waves: a mechanism for brain injury with implications for helmet design [J]. *Physical Review Letters*, 2009, 103(10): 108702. DOI: 10.1103/PhysRevLett.103.108702.
- [7] GOELLER J, WARDLAW A, TREICHLER D, et al. Investigation of cavitation as a possible damage mechanism in blast-induced traumatic brain injury [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2012, 29(10): 1970–1981. DOI: 10.1089/neu.2011.2224.
- [8] 康越, 张仕忠, 张远平, 等. 基于激波管评价的单兵头面部装备冲击波防护性能研究 [J]. *爆炸与冲击*, 2021, 41(8): 085901. DOI: 10.11883/bzycj-2020-0395.
KANG Y, ZHANG S Z, ZHANG Y P, et al. Research on anti-shockwave performance of the protective equipment for the head of a soldier based on shock tube evaluation [J]. *Explosion and Shock Waves*, 2021, 41(8): 085901. DOI: 10.11883/bzycj-2020-0395.
- [9] MAO H J, ZHANG L Y, JIANG B H, et al. Development of a finite element human head model partially validated with thirty five experimental cases [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013, 135(11): 111002. DOI: 10.1115/1.4025101.
- [10] COTTON R T, PEARCE C W, YOUNG P G, et al. Development of a geometrically accurate and adaptable finite element head model for impact simulation: the Naval Research Laboratory-Simpleware Head Model [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2016, 19(1): 101–113. DOI: 10.1080/10255842.2014.994118.
- [11] GHAJARI M, HELLYER P J, SHARP D J. Computational modelling of traumatic brain injury predicts the location of chronic traumatic encephalopathy pathology [J]. *Brain*, 2017, 140(2): 333–343. DOI: 10.1093/brain/aww317.
- [12] CARMO G P, DYMEK M, PTAK M, et al. Development, validation and a case study: the female finite element head model (FeFEHM) [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2023, 231: 107430. DOI: 10.1016/j.cmpb.2023.107430.
- [13] 聂伟晓, 温垚珂, 董方栋, 等. 破片侵彻戴防弹头盔头部靶标钝击效应数值模拟 [J]. *兵工学报*, 2022, 43(9): 2075–2085. DOI: 10.12382/bgxb.2022.0428.

- NIE W X, WEN Y K, DONG F D, et al. Numerical simulation of bludgeoning effect of fragments penetrating head target wearing bulletproof helmet [J]. *Acta Armamentarii*, 2022, 43(9): 2075–2085. DOI: 10.12382/bgxb.2022.0428.
- [14] 栗志杰, 由小川, 柳占立, 等. 基于三维头部数值模型的颅脑碰撞损伤机理研究 [J]. *工程力学*, 2019, 36(5): 246–56. DOI: 10.6052/j.issn.1000-4750.2018.04.0254.
- LI Z J, YOU X C, LIU Z L, et al. Study on the mechanism of brain injury during head impact based on the three-dimensional numerical head model [J]. *Engineering Mechanics*, 2019, 36(5): 246–256. DOI: 10.6052/j.issn.1000-4750.2018.04.0254.
- [15] 张文超, 王舒, 梁增友, 等. 爆炸冲击波致颅脑冲击伤数值模拟研究 [J]. *北京理工大学学报*, 2022, 42(9): 881–90. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2021.191.
- ZHANG W C, WANG S, LIANG Z Y, et al. Numerical simulation on traumatic brain injury induced by blast waves [J]. *Transactions of Beijing Institute of Technology*, 2022, 42(9): 881–890. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2021.191.
- [16] 毛征宇, 李泽民, 牛文鑫, 等. 不同载荷作用下头部生物力学响应仿真分析 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 532–539, 547. DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.532.
- MAO Z Y, LI Z M, NIU W X, et al. The simulation analysis on biomechanical responses of human head under different loading conditions [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2016, 31(6): 532–539, 547. DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.532.
- [17] SHARMA S. Biomechanical analysis of blast induced traumatic brain injury: a finite element modeling and validation study of blast effects on human brain [M]. Detroit: Wayne State University, 2011.
- [18] 李泽民. 子弹冲击防弹头盔动力学响应及防护性能仿真研究 [D]. 湘潭: 湖南科技大学, 2016.
- LI Z M. The bullet impact ballistic helmets simulation research on dynamic response and protective performance [D]. Xiangtan: Hunan University of Science and Technology, 2016.
- [19] PAVAN P G, NASIM M, BRASCO V, et al. Development of detailed finite element models for in silico analyses of brain impact dynamics [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2022, 227: 107225. DOI: 10.1016/j.cmpb.2022.107225.
- [20] 王智, 常利军, 黄星源, 等. 爆炸冲击波与破片联合作用下防弹衣复合结构防护效果的数值模拟 [J]. *爆炸与冲击*, 2023, 43(6): 063202. DOI: 10.11883/bzycj-2022-0515.
- WANG Z, CHANG L J, HUANG X Y, et al. Simulation on the defending effect of composite structure of body armor under the combined action of blast wave and fragments [J]. *Explosion and Shock Waves*, 2023, 43(6): 063202. DOI: 10.11883/bzycj-2022-0515.
- [21] 黄星源. 爆炸冲击波作用下颅脑损伤力学机制与头盔防护性能研究 [D]. 湘潭: 湖南科技大学, 2023. DOI: 10.27738/d.cnki.ghnkd.2023.000012.
- HUANG X Y. Research on mechanical mechanism of craniocerebral injury and protective performance of helmet under the blast wave [D]. Xiangtan: Hunan University of Science and Technology, 2023. DOI: 10.27738/d.cnki.ghnkd.2023.000012.
- [22] 赵辉, 朱峰. 原发性颅脑冲击伤的生物力学机制 [J]. *创伤外科杂志*, 2016, 18(6): 375–378. DOI: 10.3969/j.issn.1009-4237.2016.06.017.
- ZHAO H, ZHU F. The biomechanical mechanism of primary blast brain injury [J]. *Journal of Traumatic Surgery*, 2016, 18(6): 375–378. DOI: 10.3969/j.issn.1009-4237.2016.06.017.
- [23] 康越, 马天, 黄献聪, 等. 颅脑爆炸伤数值模拟研究进展: 建模、力学机制及防护 [J]. *爆炸与冲击*, 2023, 43(6): 061101. DOI: 10.11883/bzycj-2022-0521.
- KANG Y, MA T, HUANG X C, et al. Advances in numerical simulation of blast-induced traumatic brain injury: modeling, mechanical mechanism and protection [J]. *Explosion and Shock Waves*, 2023, 43(6): 061101. DOI: 10.11883/bzycj-2022-0521.
- [24] SAUNDERS R N, TAN X G, QIDWAI S M, et al. Towards identification of correspondence rules to relate traumatic brain injury in different species [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2019, 47(9): 2005–2018. DOI: 10.1007/s10439-018-02.

(责任编辑 张凌云)