

DOI: 10.11883/bzycj-2021-0411

基于空气流场压力分析的头盔冲击波防护效能研究*

张文超^{1,2}, 王舒², 梁增友¹, 覃彬², 卢海涛², 陈新元³, 卢文杰⁴

(1. 中北大学机电工程学院, 山西 太原 030051;

2. 中国兵器工业第 208 研究所瞬态冲击技术重点实验室, 北京 102202;

3. 中国人民解放军 93320 部队, 黑龙江 齐齐哈尔 161000;

4. 河南北方红阳机电有限公司, 河南 南阳 473000)

摘要: 研究典型战斗头盔对爆炸冲击波致颅脑冲击伤的防护效能。首先开展了 50 g TNT 距有无头盔防护下头部模型 1 m 处爆炸的抗爆试验, 采集了有无防护下头部前额、颅顶、颅后冲击波超压并进行了对比分析; 建立了具有典型颅脑结构的头部有限元模型并进行爆炸冲击波加载, 对试验工况进行了仿真再现, 通过试验结果验证了仿真模型有效性; 同时利用数值仿真对不同工况下冲击波流场压力变化规律进行分析; 进一步利用数值仿真研究了泡沫衬垫对头盔防护能力的影响。研究结果表明, 典型战斗头盔可使前额空气超压衰减为无防护时的 54.5%, 但是会使颅后空气超压增强为无防护时的 2.19 倍, 对颅后冲击波防护产生负面效果; 头盔悬挂中泡沫衬垫能削弱头盔对颅后防护的负面效果, 提高头盔对冲击波的防护能力。

关键词: 爆炸冲击波; 战斗头盔; 空气流场压力; 防护效能; 数值模拟

中图分类号: O383.1

国标学科代码: 13035

文献标志码: A

A study of blast wave protection efficiency of helmet based on air flow field pressure analysis

ZHANG Wenchao^{1,2}, WANG Shu², LIANG Zengyou¹, QIN Bin², LU Haitao², CHEN Xinyuan³, LU Wenjie⁴

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, Shanxi, China;

2. Science and Technology on Transient Impact Laboratory, No.208 Institute of China

Ordnance Industries, Beijing 102202, China;

3. Unit 93320 of PLA, Qiqihar 161000, Heilongjiang, China;

4. Henan North Hongyang Electromechanical Co. Ltd., Nanyang 473000, Henan, China)

Abstract: To study the protective effect of a typical combat helmet against traumatic brain injury induced by blast wave, an anti-explosion test was first carried out, in which 50 g TNT was used to produce blast wave acting on a head model with or without helmet protection located at 1m away from explosion position. Pressure sensors were installed on the forehead, cranial, parietal and postcranial of the head model, while the front end of each sensor was in touch with the surface of the head model. Secondly, based on the 3rd Military Medical University's visualization body slice data set (CVH), a finite element model with the typical head structure was established. The head of the finite element model contained skin, skull, cranial, cerebrospinal fluid, brain tissue, dura mater and pia mater. All the membrane structures are meshed into quadrilateral shell elements, while the remaining parts are all meshed into cubic solid elements. The finite element model of the head is then loaded by the blast wave, and the experimental conditions are simulated by the display dynamic analysis software of LS-DYNA. The validity of the simulation model is verified by the test results. Next, the pressure variation of the blast wave flow field under different

* 收稿日期: 2021-09-28; 修回日期: 2022-03-25

基金项目: 瞬态冲击技术重点实验室基金(6142606181101)

第一作者: 张文超(1995—), 男, 博士研究生, 741363354@qq.com

通信作者: 梁增友(1969—), 男, 教授, 博士生导师, liangzy@nuc.edu.cn

working conditions is analyzed by numerical simulation, meanwhile the effect of foam liner on helmet protection capability is studied. The results show that the typical combat helmet can attenuate the frontal air overpressure to 54.5% of that without helmet protection, but it would enhance the air overpressure on the posterior cranial to 2.19 times that without protection, which harms the protection of posterior cranial. The foam padding in helmet suspension can reduce the negative effect of the helmet on cranial posterior protection and improve the protective ability of the helmet against the blast wave. The results also show that the auricle structure amplifies the overpressure of the blast wave to 1.7 times the free field in the same position under the frontal blast wave, which is an important target organ of blast wave action.

Keywords: blast wave; combat helmet; air flow field pressure; protection; numerical simulation

近年来国外战争及恐怖袭击中,各种爆炸性武器尤其是简易爆炸装置(improvised explosive device, IED)的大量使用使得爆炸冲击伤成为战场环境中人员遭受的主要创伤,由于个人防护装备(主要保护躯干)的更新和发展,冲击伤最敏感的靶器官如肺、肠等的损伤及其所致死亡大大减少,但颅脑冲击伤却凸显出来,成为现代战争特征性创伤^[1]。爆炸冲击波作用人体诱发的颅脑冲击伤(blast-induced traumatic brain injury, BTBI)可导致人体记忆缺失、注意力不集中、情绪紧张等问题,还会导致睡眠障碍、疲劳、头晕、易怒、头痛和癫痫发作,严重影响士兵作战能力,是伊拉克和阿富汗最常见的军事伤害^[2-3]。

目前不同种类战斗头盔如步兵头盔、飞行员头盔、坦克乘员头盔、摩托兵头盔等被用来保护颅脑免受伤害,但是现代战斗头盔的设计主要是用来避免钝物或枪弹对头部的直接打击,防止可能对头部造成的非贯穿性伤害等,它们对爆炸冲击波的防护效果很大程度上是未知的^[4]。学者们对头盔的爆炸冲击波防护能力已进行了一些研究,Zhang 等^[5]利用验证的头部、头盔有限元模型,对戴头盔和不戴头盔的情况下,头部对爆炸载荷的响应进行了研究,模拟结果表明,先进战斗头盔可使头部颅内压减轻 10%~35%,同时导致平均峰值脑应变和应变与应变率乘积降低 30%。Nyein 等^[6]对超压为 1 MPa 的冲击波冲击未戴头盔、戴头盔、戴头盔和面罩的头部这三种工况进行数值模拟研究,结果表明现有的先进作战头盔对爆炸冲击波没有显著防护效果,但是也不会产生负面效果;头盔和面罩结构组合能够阻碍冲击波直接传递到面部,使应力传递到颅内腔时出现衰减和延迟,降低了颅内应力,防护效果较好。Sarvghad-Moghaddam 等^[7]通过计算流体动力学模拟,研究了可压缩空气从不同方向接近头盔结构时的湍流、超声速流动,评估了不同入射超压和头盔间隙大小对脑后冲击波压力汇聚的影响。Tan 等^[8]利用颅脑-头盔仿真模型进行爆炸冲击波作用头部研究,得出爆炸冲击波能够通过颅骨传播,造成较高的颅内压,来自正面爆炸的压力波可能会通过头盔的侧面进入头盔间隙并对颅脑后方进行第二次冲击。Li 等^[9]通过试验及数值模拟对头盔的冲击波防护机理进行了研究,研究结果表明冲击波正面作用头盔防护下头部时,头部颅顶区域超压峰值减小,但颅后区域超压峰值增大。康越等^[10]对头盔-头模系统前部、前额部、顶部、后部、耳部以及眼部等重点区域的冲击波超压峰值和持续作用时间进行了对比分析,得出提高单兵头面部防护装备结构密闭性(如佩戴眼镜、耳罩或者防护面罩),可有效阻止冲击波进入头盔-头模系统内部,减弱叠加汇聚效应,提高单兵头面部装备防护性能。

基于以上可知,头盔的冲击波防护能力有一些结论得到了学者的统一认可,但是部分结论存在矛盾与冲突。国内相关研究起步较晚,冲击波作用于佩戴头盔的头部时,空气流场压力分布及冲击波传播规律尚不明确,为降低士兵在战场环境中因爆炸冲击波致颅脑创伤概率,提高战斗头盔的冲击波防护能力,亟需对战斗头盔的冲击波防护效能进行研究。本文通过爆炸试验与数值模拟方法相结合,对典型战斗头盔的冲击波防护能力进行研究,结合试验结果对数值模拟结果有效性进行验证,同时采用数值模拟方法对冲击波作用有无防护头部后流场压力演化规律进行描述,进一步通过数值仿真方法对衬垫结构对头盔的冲击波防护能力影响进行研究,以期对冲击波防护装备优化设计提供技术指导及数据支撑。

1 试验介绍

1.1 试验场地布置

爆炸环境下头部模型周围空气压力场测试试验在室外环境下进行,爆炸源为 50 g TNT 药柱。进行

了两种工况的爆炸试验, 每种工况下, 药柱与头部之间的距离是 1 m。工况 1 为无防护头部模型(裸头模), 工况 2 为配戴头盔防护头部模型(盔壳头模), 为防止传感器引起的测量误差, 每组均设置对称裸头模型作为对照组。在头模上安装三个压力传感器(PCB M102/106B 系列), 测量前额、颅顶和颅后的压力。这些传感器的前端与头模表面重合。战斗头盔外壳厚度为 6.5 mm, 头模具有典型的人体头部外观结构, 由塑胶材料制成。试验场地布置及头部模型分别如图 1 和图 2 所示。

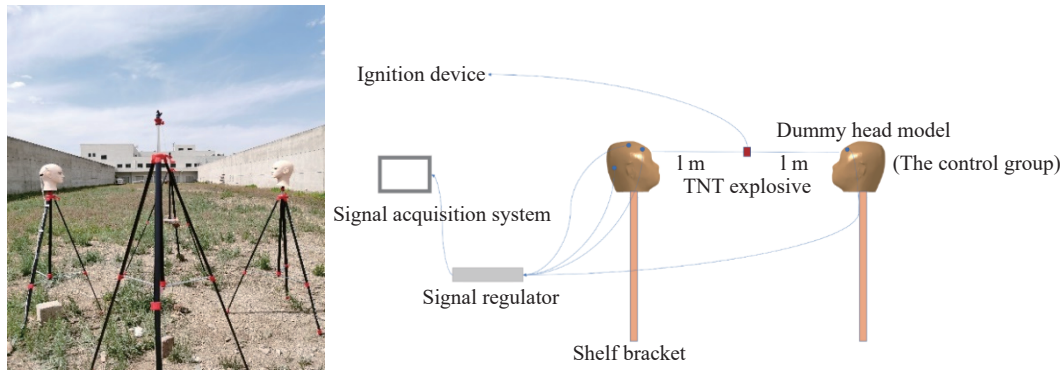


图 1 试验场地布置

Fig. 1 Layout of test device

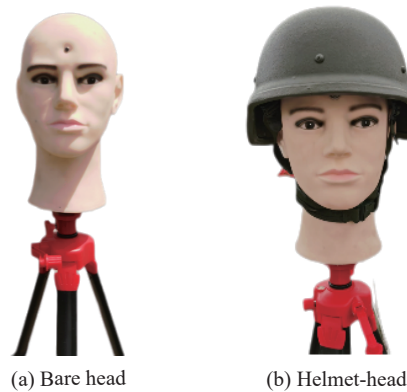


图 2 头部替代模型

Fig. 2 The dummy head models

1.2 试验结果及分析

冲击波作用于无防护头部时, 对前额部位直接进行冲击, 由于波阻抗不匹配, 冲击波在前额部位反射叠加产生较高的超压峰值(277 kPa), 随后冲击波继续向前传播并逐渐衰减, 先后作用于颅顶(95 kPa)、颅后(52 kPa), 颅后超压峰值相比前额衰减 81.3%(如图 3(a) 所示)。冲击波作用于头盔防护下头部时, 由于头盔的阻挡作用, 冲击波不能直接作用前额部位, 前额部位超压峰值(151 kPa)比无防护时低, 随后由于绕流作用冲击波传入头-头盔间隙先后作用于颅顶(64 kPa)、颅后(114 kPa)部位, 颅后超压相较前额衰减 24.5%(如图 3(b) 所示), 颅后超压大于颅顶超压(增加 50 kPa)。由于头盔的存在, 颅后超压出现压力增强现象。

分别取不同工况下相同位置处的超压峰值进行对比, 由图 4 可知, 头盔防护下头部前额、颅顶处超压峰值较无防护时都降低, 分别为无防护时的 54.5%、67.3%。颅后空气超压出现增高, 增加到无防护时的 2.19 倍。测试结果说明头盔防护可以有效减小冲击波对头部的直接冲击, 但是会对颅后冲击波超压起到增强作用, 对颅后的冲击波防护起到负面效果。下文将对头盔防护下颅后冲击波超压增强现象结合数值模拟进行分析说明。

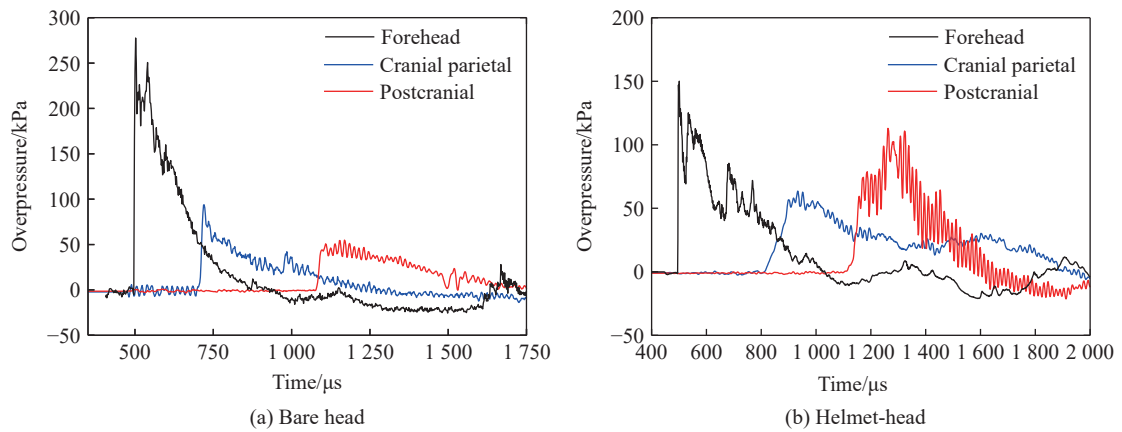


图 3 实验获得的压力-时间曲线

Fig. 3 Experimental time histories of pressure

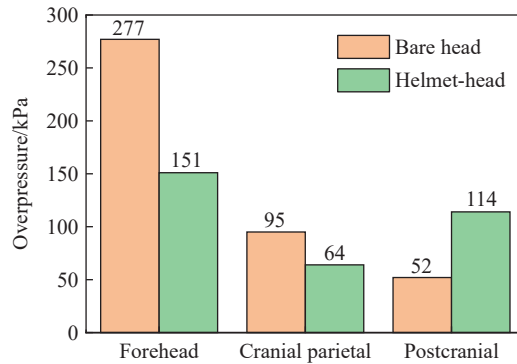


图 4 峰值超压对比

Fig. 4 Peak pressure contrast

2 数值模拟

2.1 有限元模型介绍

所建立的头部有限元模型中, 皮肤、颅骨几何数据来源于陆军军医大学可视人体切片数据集(CVH)^[11]。基于皮肤、颅骨几何模型, 利用 Geomagic 对几何模型进行优化, 利用 Hypermesh 对几何进行头部有限元网格划分。建立的头部有限元模型包括皮肤、颅骨、面颅、脑脊液、脑组织等组织器官及硬脑膜、软脑膜等膜结构, 膜结构采用四边形壳单元划分, 其余部分均采用 6 面体实体单元, 模型单元尺寸约 3 mm, 有限元模型如图 5 所示。

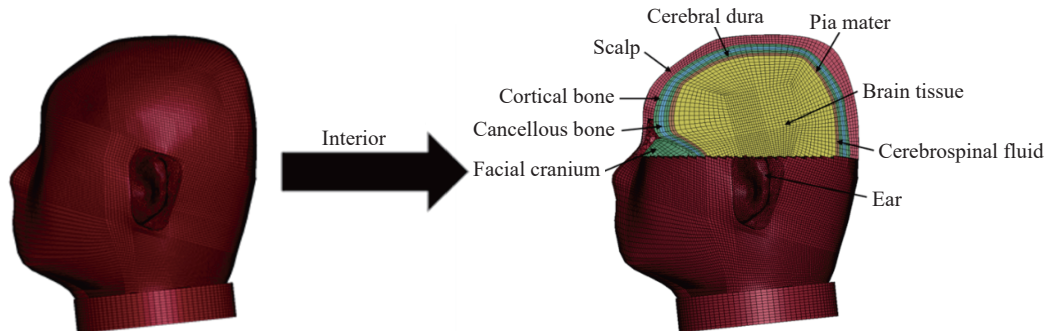


图 5 头部有限元模型

Fig. 5 Finite element model of head

爆炸空气环境用边长 60 cm 的立方体区域表征, 头部放置空气域中心, 冲击波与头部模型发生作用部分进行网格加密, 以保证耦合界面不出现压力泄露, 其他部分采用渐变网格, 网格逐渐变大从而减少计算成本, 空气域中心区域单元尺寸 4 mm, 此时相应的计算结果收敛。

冲击波作用头部过程采用三维多物质 ALE 流固耦合方法^[12]来实现, 流固耦合算法用于定义空气和头部之间的相互作用, 此算法使空气给头部施加压力载荷, 而头部则相当于空气的边界条件, 用于约束空气的运动。有限元模型中空气单元采用 Euler 网格描述, 头部单元采用 Lagrangian 网格描述, 利用 *CONSTRAINED_LAGRANGE_IN_SOLID 关键字进行罚耦合算法的定义, 定义空气网格边界参考压力为标准大气压 101.325 kPa, 这样冲击波负压段压力才会回升, 与实际情况相符。

试验使用的头盔具有地面部队人员佩戴军用头盔典型结构, 其内部吊带悬挂系统能够避免头部与盔壳直接接触, 对钝器冲击起到缓冲效果, 头盔实物图如图 6 所示。



图 6 典型战斗头盔实物图
Fig. 6 Actual picture of typical combat helmet

冲击波作用头部属于瞬态冲击, 可以忽略头部悬挂在冲击波作用时对头部力的传导, 在建模过程中将内部吊带去除, 对头盔几何模型进行简化。战斗头盔凯夫拉盔壳厚 6.9 mm, 泡沫衬垫厚 1~3 cm, 头盔及泡沫衬垫数值模型如图 7。

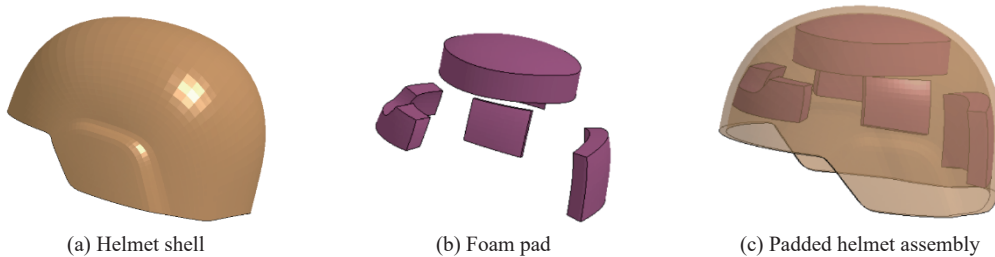


图 7 头盔、泡沫衬垫数值模型

Fig. 7 Simulation model of helmet and foam pad

2.2 本构模型与材料参数

脑组织材料接近不可压缩, 是一种质地很软的生物软组织, 其表现为不可压缩性、非线性、各向异性及粘弹性, 大量脑组织实验证明脑组织的变形只取决于其剪切模量, 本文脑组织采用粘弹性本构模型^[13,14](*MAT_VISCOELASTIC)对材料性能进行表征, 其剪切弹性模量的计算公式为

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

式中: G_0 为短效剪切模量, G_∞ 为长效剪切模量, β 为衰减系数。

脑脊液采用弹性流体本构模型^[15](*MAT_ELASTIC_FLUID)表征。

头部模型皮肤、颅骨、面颅、硬脑膜、软脑膜均采用线弹性模型进行表征, 参考文献 [16-20], 各组织结构材料参数如表 1~3 所示。

头盔盔壳材料使用复合材料模型 *MAT_COMPOSITE_DAMAGE 进行表征。头盔泡沫衬垫是一种聚氨酯硬泡沫, 具有加载率敏感性的应力-应变行为, 使用 MAT_LOW_DENSITY_FOAM

表 1 弹性模型材料参数

Table 1 Material parameters of elastic model

结构	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	E/MPa	μ
皮肤	1200	16.7	0.42
面颅	1710	5370	0.19
密质骨	2000	15000	0.22
松质骨	1300	1000	0.24
硬脑膜	1130	31.5	0.45
软脑膜	1130	11.5	0.45

注: ρ 为密度, E 为弹性模量, μ 为泊松比。

材料模型进行表征, 其材料密度为 $6.1 \times 10^{-2} \text{ g/cm}^3$, 杨氏模量为 8.4 MPa。参考文献 [5,13], 确定头盔及泡沫衬垫具体材料参数。头盔盔壳结构材料参数见表 4, 其中: ρ 为材料密度, E_{11} 、 E_{22} 、 E_{33} 为各向弹性模量, ν_{12} 、 ν_{13} 、 ν_{32} 为各向泊松比, G_{12} 、 G_{23} 、 G_{13} 为各向剪切模量, S_{11} 、 S_{22} 为压缩模量, S_c 为剪切强度, S_n 为压缩强度。泡沫衬垫应力-应变曲线如图 8 所示。

表 2 黏弹性模型材料参数^[13-14]

Table 2 Material parameters of viscoelastic model

结构	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	G_0/kPa	G_∞/kPa	$\beta/(\text{s}^{-1})$	K/MPa
脑组织	1040	1.66	0.928	16.95	557

注: K 为体积模量。

表 3 弹性流体模型材料参数^[15]

Table 3 Material parameters of elastofluid model

结构	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	K/MPa
脑脊液	999.8	1960

表 4 头盔盔壳模型材料参数^[5,13]

Table 4 Material parameters of helmet model

$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	E_{11}/GPa	E_{22}/GPa	E_{33}/GPa	ν_{12}	ν_{13}	ν_{32}
1230	18.5	18.5	6	0.25	0.33	0.33
G_{12}/GPa	G_{23}/GPa	G_{13}/GPa	S_{11}/MPa	S_{22}/GPa	S_c/GPa	S_n/GPa
0.77	2.50	2.50	0.558	0.555	0.555	1.086

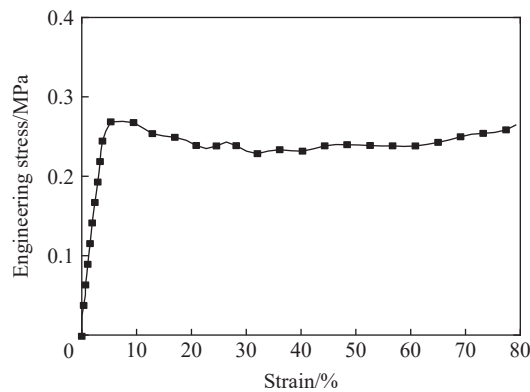


图 8 硬泡沫应力-应变曲线

Fig. 8 Hard foam stress-strain curve

2.3 爆炸冲击波载荷和边界条件

利用 LS-DYNA 显式动力分析软件模拟了 50 g TNT 距离头部 1 m 处爆炸时冲击波与头部相互作用过程。空气参考压力为标准大气压 101.325 kPa, 在欧拉域迎爆面设置压力加载边界, 冲击波从此边界输入。为了避免压力波在欧拉域边界反射对头部产生不真实的二次冲击, 在欧拉域周围设置非反射边界^[21]。

空气冲击波超压在正压段大致按指数规律衰减, 一些经验公式可以描述此衰减过程, 其中 Friedlander 方程^[8] 较接近实际且又简单易于计算:

$$p = p_s e^{-t/t^*} \left(1 - \frac{t}{t^*} \right) \quad (2)$$

式中: p_s 为入射超压; t^* 为正压作用时间。

冲击波即将与头部接触时冲击波超压为 106 kPa, 正压持续时间为 690 μs 。冲击波输入面及作用于头部的载荷曲线如图 9。

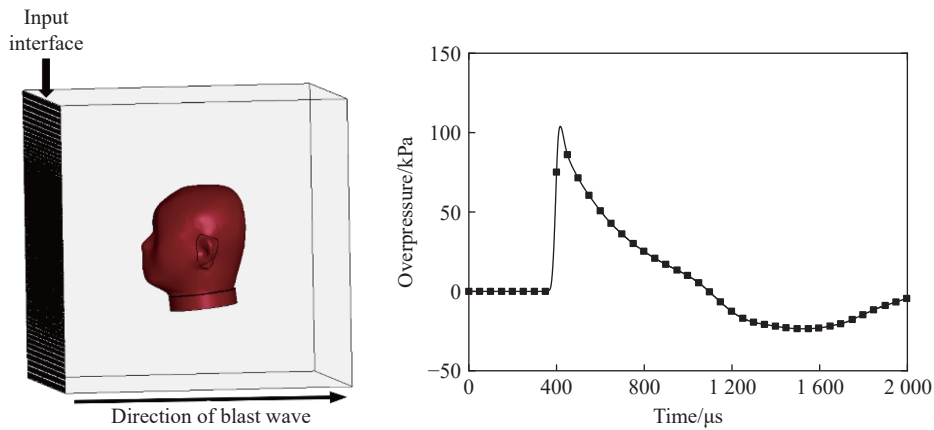


图 9 头部冲击波载荷

Fig. 9 Acting blast wave loads on the head

2.4 数值模拟冲击波流场压力分布有效性验证

进行典型战斗头盔对爆炸冲击波的防护效果模拟研究, 需对冲击波作用有无防护头部后流场压力分布进行验证, 首先利用 LS-DYNA 显式动力分析软件对上文试验工况进行数值模拟, 试验结果及仿真结果对比见图 10 和表 5。

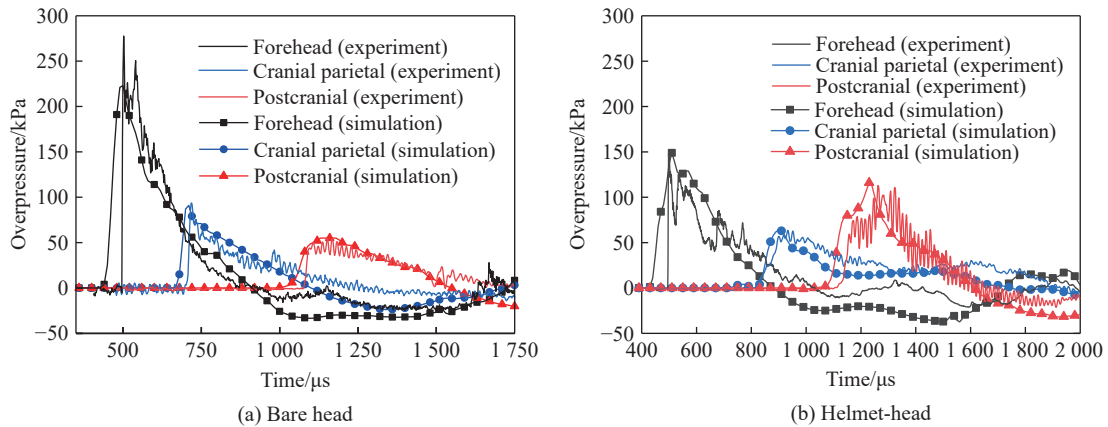


图 10 仿真与试验超压曲线对比

Fig. 10 Comparison of simulation and experimental results

表 5 观测点超压峰值及误差

Table 5 Overpressure peak and error at observation points

模型	方法	p_{front}/kPa	$\eta_{front}/\%$	p_{top}/kPa	$\eta_{top}/\%$	p_{back}/kPa	$\eta_{back}/\%$
裸头	试验	277	19.4	95	4.2	52	5.7
	数值模拟	223		91		55	
盔壳	试验	151	1.3	64	1.5	114	1.7
	数值模拟	149		65		116	

注: p_{front} 、 p_{top} 和 p_{back} 分别为前额、颅顶和颅后的超压峰值, η_{front} 、 η_{top} 和 η_{back} 分别为对应的误差。

由图 10 和表 5 可得, 有无头盔防护下头部前额、颅顶、颅后观测点仿真结果和试验结果峰值压力误差较小, 且压力变化趋势与试验结果基本一致, 说明数值仿真能较好反映爆炸冲击波作用头部后空气压力场分布情况。

2.5 数值模拟结果与分析

基于上述有限元模型及爆炸冲击波加载, 利用 LS-DYNA 显式动力分析软件对爆炸冲击波正面作用无防护、无衬垫头盔防护、带衬垫头盔防护下头部 3 种工况进行数值模拟, 在头部前额、颅后、耳侧、顶侧选取 6 个压力采集点提取压力时程曲线, 结合冲击波流场压力云图分析爆炸冲击波与头部相互作用过程, 得出不同工况下冲击波流场压力变化规律, 对泡沫衬垫对头盔的冲击波防护效果影响进行研究。

2.5.1 无头盔防护空气流场压力分布

无头盔防护时头部周围特征部位压力采集点位置如图 11 所示, 采集点超压-时程曲线如图 12 所示, 结合空气流场压力云图对冲击波作用头部过程进行分析。

爆炸冲击波正面作用无防护头部时, 空气流场压力演化过程如图 13 所示。t=400 μs 时冲击波即将与头部接触, 此时冲击波峰值超压为 106 kPa; 随后冲击波与头部相互作用, 由于波阻抗不匹配, 冲击波在空气-皮肤介质界面反射叠加, 超压出现增强; t=430 μs 时, 冲击波作用于 A 点, 超压峰值达到 164 kPa, 为自由场相同位置 (98 kPa) 的 1.67 倍; t=600 μs 时, 由于头部阻挡, 冲击波在头部周围除发生反射外还发生绕流作用向颅后传播; 由图 13 可以看出, 在稀疏波作用下面部空气受影响而改变了运动方向, 形成围绕头部向颅后传播的高压气流, 同时又和相邻的入射波一起作用, 变成绕流向颅后传播。t=1 000 μs 时, 绕流波会在颅后部位重新汇聚, 汇聚作用的合成波区会出现峰值超压增强, 对头部造成二次冲击, 但是相比于面部首次冲击, 二次冲击超压峰值 (56 kPa) 显著降低。耳部凹面结构使得冲击波反射叠加增强, 出现更高的超压, 峰值超压增大为 150 kPa, 为自由场相同位置 (86 kPa) 的 1.7 倍。冲击波对头部作用顺序为 A (164 kPa) → B (116 kPa) → (E (150 kPa) 与 F (91 kPa)) → C (39 kPa) → D (56 kPa)。

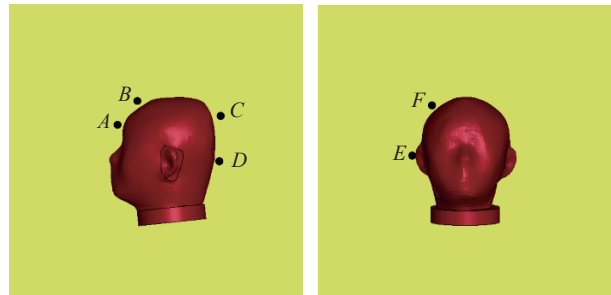


图 11 头部周围采样点位置示意图

Fig. 11 Schematic diagram of sampling points around the head

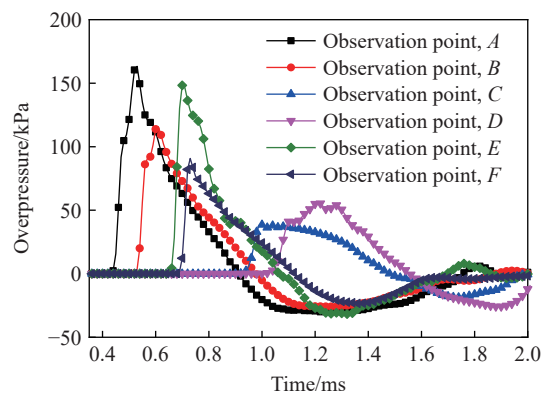


图 12 采样点超压曲线

Fig. 12 Pressure curves of sampling points

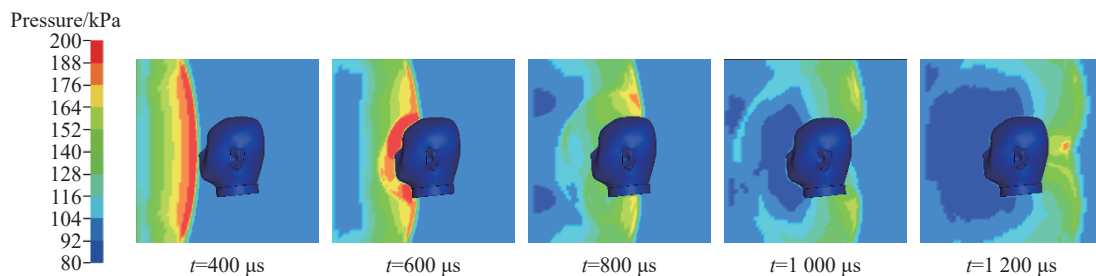


图 13 爆炸冲击波压力云图

Fig. 13 Pressure nephogram of blast wave

2.5.2 头盔 (无衬垫) 防护下空气流场压力分布

头盔 (无衬垫) 防护下头部周围特征部位压力采集点位置如图 14 所示, 采集点超压-时程曲线如图 15 所示, 结合空气流场压力云图对冲击波作用头盔防护下头部过程进行分析。

爆炸冲击波正面作用头盔(无衬垫)防护下头部时, 空气流场压力演化过程如图 16 所示。 $t=400\ \mu\text{s}$ 时冲击波即将与头部接触, 此时冲击波峰值超压为 106 kPa 与上述工况一致。 $t=480\ \mu\text{s}$ 时冲击波作用至 A 点, 由于头盔的存在避免了冲击波对前额的直接冲击, 前额(A 点)部位冲击波超压峰值为 92 kPa, 较无防护时(164 kPa)降低 43.9%, 同时作用时刻较无防护出现延迟。 $t=600\ \mu\text{s}$ 时由于头盔-头部阻挡, 冲击波除发生反射透射外还围绕头盔-头部发生绕流作用, 冲击波锋面分为 2 个部分, 一部分在头盔外围绕头部传播, 另一部分绕流进入头-头盔间隙进行传播, 同时头盔的阻挡使得冲击波在头盔与颅顶间隙传播滞后于头盔外部, 冲击波绕流到颅后会从头部后方向颅顶方向传播, 由前后不同方向传入头-头盔间隙的高压气流会在颅后一处发生碰撞, 碰撞区的压力骤然升高, C 点压力(130 kPa)上升为无防护时(39 kPa)的 3.3 倍。头盔外部绕流波到达头部后方会形成一个压力较高的合成波区, 合成的冲击波继续向后传播。

由于头盔的阻挡高压气流不能很快扩散, C 点冲击波正压作用时间显著增长(由 $560\ \mu\text{s}$ 增加到 $740\ \mu\text{s}$)。此结构头盔对耳部无正面遮挡, 与无防护相比, 耳部 E 点超压变化(由 150 kPa 变为 151 kPa)较小, 对侧顶 F 位置超压(由 91 kPa 变为 49 kPa)有衰减效果, 但是会使正压作用时间增长(由 $440\ \mu\text{s}$ 变为 $970\ \mu\text{s}$)。头盔防护下冲击波对头部的作用顺序为 A(92 kPa)→B(70 kPa)→E(151 kPa)→F(49 kPa)→D(85 kPa)→C(130 kPa)。由此解释了试验中头盔对颅后冲击波防护的负面效果形成机制。

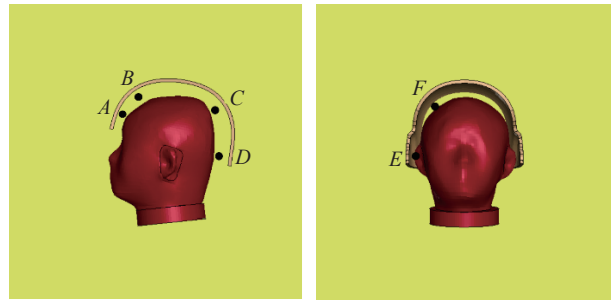


图 14 头部周围采样点位置示意图

Fig. 14 Schematic diagram of sampling points around the head

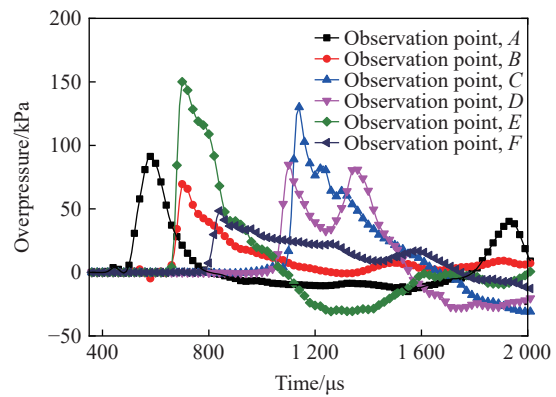


图 15 采样点超压曲线

Fig. 15 Pressure curves of sampling points

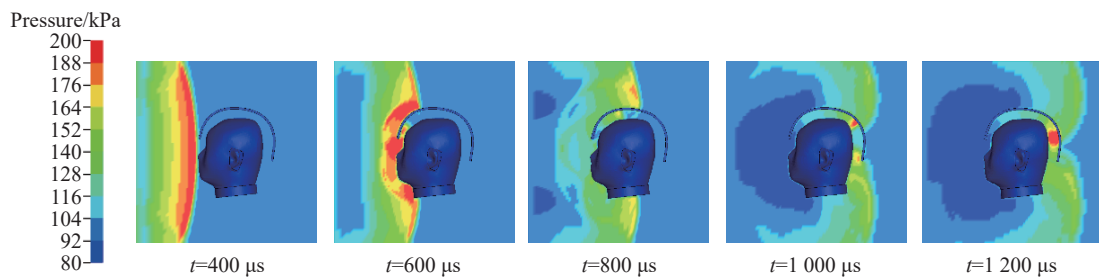


图 16 爆炸冲击波压力云图

Fig. 16 Pressure nephogram of blast wave

2.5.3 头盔(带衬垫)防护下空气流场压力分布

头盔(带衬垫)防护下头部周围特征部位压力采集点位置如图 17 所示, 采集点超压-时程曲线如图 18 所示, 结合空气流场压力云图对冲击波作用带衬垫头盔防护下头部过程进行分析。

爆炸冲击波正面作用头盔(带衬垫)防护下头部时, 空气流场压力演化过程如图 19 所示。由于冲击波绕流作用即使有泡沫衬垫阻挡高压气流仍会进入头-头盔间隙, 在间隙内形成冲击波, $t=480\ \mu\text{s}$ 时冲击

波作用至 *A* 点, 头盔防护避免了冲击波对前额的直接冲击, 相较无防护前额部位空气超压降低 23 kPa (由 164 kPa 变为 141 kPa), 但由于前额处衬垫阻挡冲击波在衬垫-前额间隙反射叠加使压力增强, 故前额处空气超压较无衬垫时升高 53.2% (由 92 kPa 变为 141 kPa)。与无衬垫头盔防护时同理, 冲击波通过头-头盔间隙传至颅后, 在颅后 (*C* 点) 位置仍会出现高压气流碰撞作用使得空气超压相对裸头模升高 1.4 倍 (由 56 kPa 变为 81 kPa), 但是衬垫对高压气流的传播有阻挡作用, 故相对于无衬垫头盔防护时 *C* 点压力减小 37.6% (由 130 kPa 变为 81 kPa), 同时侧顶 *F* 位置空气超压也出现减小 (由 49 kPa 变为 35 kPa)。由以上可知加入衬垫结构后颅后的压力汇聚效应仍然存在, 但是相同位置空气超压都出现一定程度减小。由于此结构头盔对耳部无正面遮挡, *E* 点超压在不同工况下基本一致。加衬垫头盔防护下冲击波对头部的作用顺序为 *A* (141 kPa) → *E* (154 kPa) → *B* (51 kPa) → *F* (35 kPa) → *D* (86 kPa) → *C* (81 kPa)。

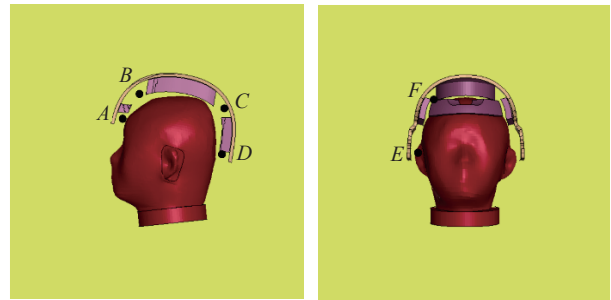


图 17 头部周围采样点位置示意图

Fig. 17 Schematic diagram of sampling points around the head

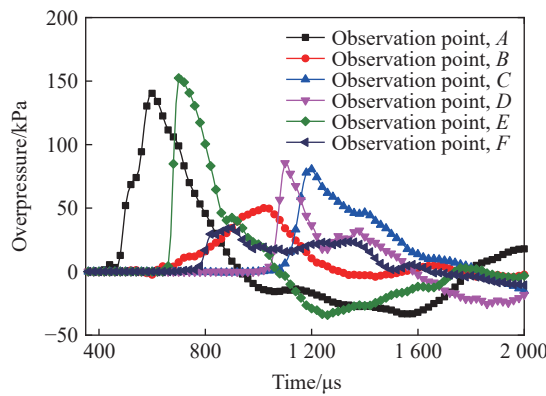


图 18 特征部位采样点超压曲线

Fig. 18 Pressure curves of sampling points

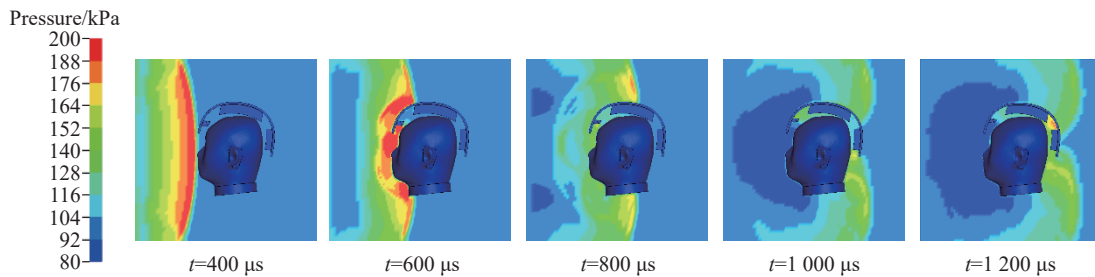


图 19 爆炸冲击波压力云图

Fig. 19 Pressure nephogram of blast wave

2.5.4 脑组织压力分析

为了对头盔防护效果有更清晰的认识, 在脑组织额叶、顶叶、枕叶三个特征部位各取一个压力观测点, 观察脑组织压力变化情况, 观测点位置如图 20。所使用头部模型脑组织压力响应在先前研究中已通过有效性验证^[22]。

提取每组工况下 3 个观测点压力数据并进行分析,组织压力变化曲线图 21~图 23 所示。

脑组织所受压力过高时会出现脑出血造成严重脑损伤,过高的负瞬态压力也可引起脑空化性损伤^[23],根据颅内压耐受标准,当颅内压峰值超过 235 kPa 时,会发生严重脑损伤,低于 173 kPa 时,会发生轻微损伤或不发生损伤^[24-25]。由以上不同工况下脑组织压力曲线可知,冲击波作用头部后,头盔防护下(无衬垫)额叶、顶叶组织压力峰值分别较无防护时降低 59%、63.3%,枕叶组织压力峰值较无防护升高 10.8%。头盔结构可以有效减小额叶及顶叶脑组织压力使其降于损伤阈值以下,但在头盔防护下,枕叶组织压力峰值会升高,头盔防护结构在颅后起到负面效果。有无衬垫头盔防护下组织压力峰值相差较小,但通过空气流场压力分布可知衬垫结构可使颅后空气超压降低,因此可以通过设计泡沫衬垫结构来减弱头盔颅后冲击波防护的负面效果,提高头盔对爆炸冲击波的防护能力。

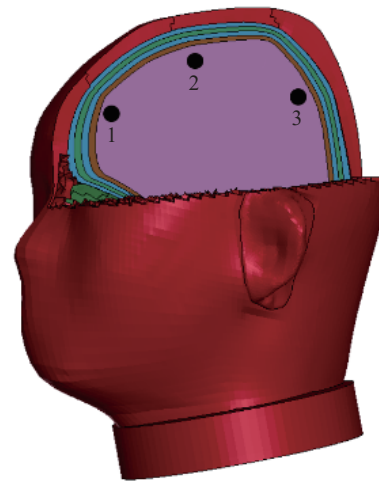


图 20 压力观测点

Fig. 20 Pressure observation points

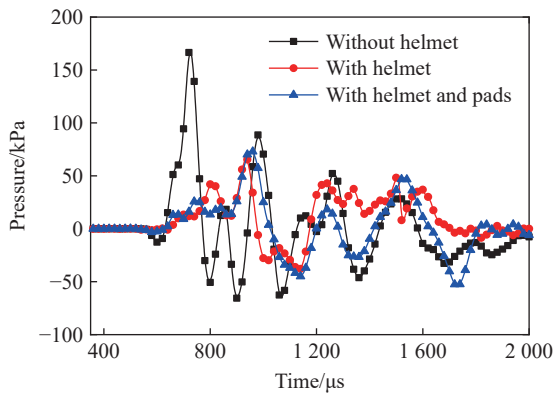


图 21 额叶观测点压力变化

Fig. 21 Pressure curves of frontal lobe observation points

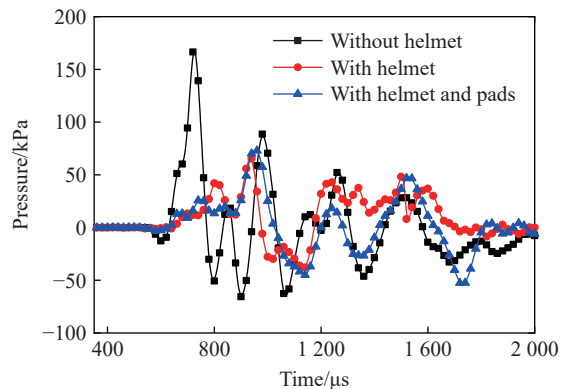


图 22 顶叶观测点压力变化

Fig. 22 Pressure curves of parietal lobe observation points

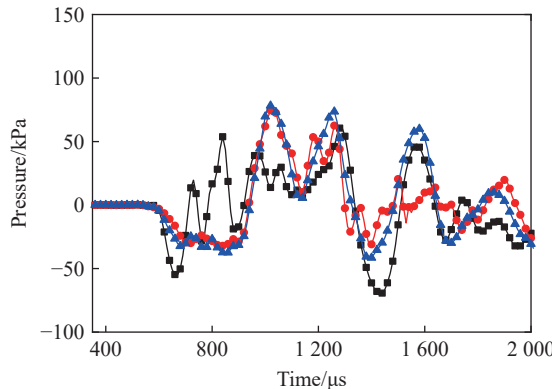


图 23 枕叶观测点压力变化

Fig. 23 Pressure curves of occipital lobe observation points

3 结 论

通过试验及数值模拟方法进行了头盔防护颅脑冲击伤效能研究, 研究结果如下:

(1) 头盔防护能避免前额部位直接受到冲击波冲击, 使前额、颅顶部位空气超压峰值分别衰减为无防护时的 54.5%、67.3%, 但是会使颅后空气超压增强为无防护的 2.19 倍;

(2) 头盔的阻挡作用导致头盔与头顶间隙冲击波传播滞后于头盔外部, 冲击波传至头部后方时会进行压力汇聚, 高压气流会在颅后头盔间隙内发生碰撞, 致使颅后冲击波超压峰值显著升高, 头盔的阻挡使高压流不能很快扩散, 冲击波正压作用时间显著增长;

(3) 头盔防护下泡沫衬垫可使颅后冲击波超压减弱, 消弱头盔对颅后冲击波防护的负面效果, 使头盔的冲击波防护效能得到提升; 冲击波正面冲击下耳廓结构会使冲击波超压放大, 为自由场相同位置 1.7 倍, 耳是冲击波作用重要靶器官。

参考文献:

- [1] 宁亚蕾, 周元国. 原发性颅脑冲击伤致伤机制及病理学特点 [J]. *中华创伤杂志*, 2014, 30(3): 280–283. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1001-8050.2014.03.024.
- [2] 李创忠, 王运杰. 爆炸冲击波性脑损伤的研究进展 [J]. *临床军医杂志*, 2010, 38(2): 311–315. DOI: 10.3969/j.issn.1671-3826.2010.02.061.
- [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] 李振鲁. 防暴头盔防护性能的研究现状 [J]. *黑龙江科技信息*, 2013(23): 150–151. DOI: 10.3969/j.issn.1673-1328.2013.23.160.
- [5] ZHANG L Y, MAKWANA R, SHARMA S. Brain response to primary blast wave using validated finite element models of human head and advanced combat helmet [J]. *Frontiers in Neurology*, 2013, 4: 88. DOI: 10.3389/fneur.2013.00088.
- [6] NYEIN M K, JASON A M, YU L, et al. In silico investigation of intracranial blast mitigation with relevance to military traumatic brain injury [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2010, 107(48): 20703–20708. DOI: 10.1073/pnas.1014786107.
- [7] SARVGHAD-MOGHADDAM H, REZAEI A, ZIEJEWSKI M, et al. CFD modeling of the underwash effect of military helmets as a possible mechanism for blast-induced traumatic brain injury [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2017, 20(1): 16–26. DOI: 10.1080/10255842.2016.1193597.
- [8] TAN L B, CHEW F S, TSE K M, et al. Impact of complex blast waves on the human head: a computational study [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2014, 30(12): 1476–1505. DOI: 10.1002/cnm.2668.
- [9] LI J T, MA T, HUANG C, et al. Protective mechanism of helmet under far-field shock wave [J]. *International Journal of Impact Engineering*, 2020, 143: 103617. DOI: 10.1016/j.ijimpeng.2020.103617.
- [10] 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.
- [11] 中国人民解放军陆军军医大学. 中国数字化可视人体数据库 [DB/OL]. [2021-9-28]. <http://cvh.bmicc.cn/cvh/cn/index.php>.
- [12] 徐斌, 王成, 臧立伟, 等. 爆炸冲击波与防弹衣相互作用的数值模拟 [J]. *北京理工大学学报*, 2019, 39(2): 131–134. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2019.02.004.
XU B, WANG C, ZANG L W, et al. Numerical simulation on the impact of explosion shock wave on bullet-proof vest [J]. *Transactions of Beijing Institute of Technology*, 2019, 39(2): 131–134. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2019.02.004.
- [13] 蔡志华, 包正, 王威, 等. 枪弹冲击防弹头盔致头部非贯穿性损伤的数值模拟研究 [J]. *兵工学报*, 2017, 38(6): 1097–1105. DOI: 10.3969/j.issn.1000-1093.2017.06.008.
CAI Z H, BAO Z, WANG W, et al. Simulation of non-penetrating damage of head due to bullet impact to helmet [J]. *Acta*

- Armamentarii, 2017, 38(6): 1097–1105. DOI: 10.3969/j.issn.1000-1093.2017.06.008.
- [14] HORGAN T J, GILCHRIST M D. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics [J]. *International Journal of Crashworthiness*, 2003, 8(4): 353–366. DOI: 10.1533/ijcr.2003.0243.
- [15] GRUJICIC M, ARAKERE G, HE T. Material - modeling and structural - mechanics aspects of the traumatic brain injury problem [J]. *Multidiscipline Modeling in Materials and Structures*, 2010, 6(3): 335–363. DOI: 10.1108/15736101011080097.
- [16] 栗志杰, 由小川, 柳占立, 等. 爆炸冲击波作用下颅脑损伤机理的数值模拟研究 [J]. *爆炸与冲击*, 2020, 40(1): 015901. DOI: 10.11883/bzycj-2018-0348.
- LI Z J, YOU X C, LIU Z L, et al. Numerical simulation of the mechanism of traumatic brain injury induced by blast shock waves [J]. *Explosion and Shock*, 2020, 40(1): 015901. DOI: 10.11883/bzycj-2018-0348.
- [17] GANPULE S, ALAI A, PLOUGONVEN E, et al. Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches [J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2013, 12(3): 511–531. DOI: 10.1007/s10237-012-0421-8.
- [18] CHAFI M S, GANPULE S, GU L X, et al. Dynamic response of brain subjected to blast loadings: influence of frequency ranges [J]. *International Journal of Applied Mechanics*, 2011, 3(4): 803–823. DOI: 10.1142/S175882511100124X.
- [19] MOORE D F, JÉRUSALEM A, NYEIN M, et al. Computational biology-modeling of primary blast effects on the central nervous system [J]. *NeuroImage*, 2009, 47(2): T10-T20. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.02.019.
- [20] WANG C Z, PAHK J B, BALABAN C D, et al. Biomechanical assessment of the bridging vein rupture of blast-induced traumatic brain injury using the finite element human head model [C]//Proceedings of the ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Houston: American Society of Mechanical Engineers, 2012: 795–805. DOI: 10.1115/IMECE2012-88739.
- [21] 侯俊亮, 蒋建伟, 门建兵, 等. 不同形状装药爆炸冲击波场及对靶板作用效应的数值模拟 [J]. *北京理工大学学报*, 2013, 33(6): 556–561. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2013.06.002.
- HOU J L, JIANG J W, MEN J B, et al. Numerical simulation on blast wave field and deformation of thin plate under different-shape charge loading [J]. *Transactions of Beijing Institute of Technology*, 2013, 33(6): 556–561. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2013.06.002.
- [22] 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. 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. DOI: 10.15918/j.tbit1001-0645.2021.191.
- [23] WARD C, CHAN M, NAHUM A. Intracranial pressure-a brain injury criterion [C]// 24th Stapp Car Crash Conference, 1980: 3867-3880. DOI: 10.4271/801304.
- [24] STÅLHAMMAR D. Experimental brain damage from fluid pressures due to impact acceleration. 1. Design of experimental procedure [J]. *Acta Neurologica Scandinavica*, 1975, 52(1): 7–26. DOI: 10.1111/j.1600-0404.1975.tb02824.x.
- [25] LEE H P, GONG S W. Finite element analysis for the evaluation of protective functions of helmets against ballistic impact [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2010, 13(5): 537–550. DOI: 10.1080/10255840903337848.

(责任编辑 王小飞)