

DOI: 10.11883/bzycj-2021-0053

## 颅脑爆炸伤致伤机制及防护研究进展\*

柳占立<sup>1</sup>, 杜智博<sup>1</sup>, 张家瑞<sup>1</sup>, 严子铭<sup>1</sup>, 栗志杰<sup>1</sup>, 王 鹏<sup>1</sup>, 康 越<sup>2</sup>,  
黄献聪<sup>2</sup>, 马 天<sup>2</sup>, 费 舟<sup>3</sup>, 庄 茁<sup>1</sup>

(1. 清华大学航天航空学院, 北京 100084;  
2. 军事科学院军需工程技术研究所, 北京 100010;  
3. 空军军医大学西京医院, 陕西 西安 710032)

**摘要:** 颅脑爆炸伤是现代战争中士兵面临的主要伤害之一, 近年来受到广泛关注。冲击波经由颅脑传播带来的直接伤害被称为初级爆炸伤。目前, 初级颅脑爆炸伤致伤机制尚不明确, 可能是应力波传播、颅骨弯曲变形、颅脑空化及躯干压缩等多种因素共同作用的结果。该研究是涉及多学科交叉、多物理场耦合及短时和长时效应共存的复杂问题, 需要通过建立描述冲击波和颅脑相互作用的高精度、多尺度和多物理场数值模型, 发展测量颅骨应变、颅内压力、加速度等力学指标的物理测试系统, 结合人体和动物病理、生理、行为学等综合因素分析, 最终揭示颅脑爆炸伤致伤机制。本文中介绍了初级颅脑爆炸伤致伤机制, 给出了颅脑爆炸伤的行为学、生理学相关的医学评价指标, 以及颅骨应变、颅内压力等关键力学评估指标, 提出了基于致伤机制和评价指标的防护结构设计方法, 包括基于新型防冲击波材料的头盔系统改进、头盔缓冲系统设计、增加头部保护系统的封闭性等, 最后展望了在精细化建模、原位实验及防护系统设计等诸多方面的发展趋势。

**关键词:** 颅脑爆炸伤; 致伤机制; 评价指标; 防护结构设计; 创伤后应激障碍

中图分类号: O389 国标学科代码: 13035 文献标志码: A

## Progress in the mechanism and protection of blast-induced traumatic brain injury

LIU Zhanli<sup>1</sup>, DU Zhibo<sup>1</sup>, ZHANG Jiarui<sup>1</sup>, YAN Ziming<sup>1</sup>, LI Zhijie<sup>1</sup>, WANG Peng<sup>1</sup>, KANG Yue<sup>2</sup>,  
HUANG Xiancong<sup>2</sup>, MA Tian<sup>2</sup>, FEI Zhou<sup>3</sup>, ZHUANG Zhuo<sup>1</sup>

(1. School of Aerospace Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China;  
2. Institute of Quartermaster Engineering and Technology, Academy of Military Sciences, Beijing 100010, China;  
3. Xijing Hospital, Air Force Military Medical University, Xi'an 710032, Shaanxi, China)

**Abstract:** Blast-induced traumatic brain injury (bTBI) is one of the major injuries sustained by soldiers in armed conflict, which has been widely concerned by domestic and overseas researchers in recent years. The brain injury caused by a direct interaction between the blast wave and the head is called primary bTBI. Currently, the injury mechanism of primary bTBI is still unclear. The primary bTBI may be the combined result of multi-factors, such as stress wave propagation, skull flexural deformation, cerebrospinal fluid cavitation, and trunk compression. Since it is a complex problem involving the interdisciplinary of medical and engineering, multi-physical field coupling, and coexistence of short-term and long-term effects, it is necessary to reveal the injury mechanism of bTBI by combining physical experiments, numerical simulations, and medical diagnosis. There are three strategies to investigate bTBI. One is to establish a high-precision and multi-physical-field numerical model to describe the interaction of the blast wave and the head. The second is to develop a surrogate head model to

\* 收稿日期: 2021-02-03; 修回日期: 2021-12-20

第一作者: 柳占立(1981—), 男, 博士, 副教授, [liuzhanli@mail.tsinghua.edu.cn](mailto:liuzhanli@mail.tsinghua.edu.cn)

通信作者: 庄 茁(1952—), 男, 博士, 教授, 博士生导师, [zhuangz@tsinghua.edu.cn](mailto:zhuangz@tsinghua.edu.cn)

measure the skull strain, intracranial pressure, acceleration, and other mechanical quantities. The third is to analyze human and animal pathology and physiology. Comparing the results of these three strategies can reveal the injury mechanism of bTBI in medicine and mechanics. The research status and development in this field are introduced in this paper based on the authors' previous research. The evaluation indexes of bTBI are summarized, including the medical indexes related to behavior and physiology and the critical mechanical indexes, such as skull strain, intracranial pressure, and local stress. Furthermore, the protective structure design based on the injury mechanism and the evaluation indexes is described, including the improvement of the helmet system based on new materials, the design of the helmet buffer system, the increase of the sealing of the head protection system, etc. To figure out the bTBI mechanism, more accurate measurement of the in-situ mechanical properties of the brain tissue, and high fidelity numerical and physical models are needed. For bTBI protection research, it needs to improve the biological matching degree and the accuracy of the experimental platform. Finally, three development trends of the bTBI research are pointed out, including the development of multi-scale head models, accurate measurement and verification of the injury indexes and threshold, comprehensive investigation of injury mechanism, evaluation, and protection.

**Keywords:** traumatic brain injury; injury mechanism; evaluation index; protection structure design; post-traumatic stress disorder

## 1 研究背景

### 1.1 军事及民用背景

研究显示,全世界每年有超过 5 000 万人在从事军事、工业生产、体育等活动中发生创伤性脑损伤 (traumatic brain injury, TBI), 约一半人口可能在一生之中会经历一次或多次创伤性脑损伤<sup>[1]</sup>。新战争模式下, 创伤性脑损伤激增, 已成为“现代战争的特征性创伤”, 其中以爆炸冲击波所致颅脑创伤 (blast-induced traumatic brain injury, bTBI) 为最主要类型, 如图 1 (a) 所示。典型自由场爆炸冲击波如图 1 (b) 所示: 炸药爆炸后产生巨大的能量, 介质受到冲击压缩形成冲击波, 温度和压力骤然升高形成不连续的超压前端, 压力、密度和温度在超压峰值后按指数衰减直至负压段, 然后快速地向四周扩散和传播, 造成周围介质的剧烈破坏; 典型爆炸波作用时间为 2~10 ms, 超压峰值在 10~500 kPa 之间, 波的频率分布范围为 10~1 000 Hz<sup>[2]</sup>。爆炸冲击波具有无孔不入的特点, 即使士兵穿戴头盔, 也会因头盔不能有效抵御、减缓冲击波而导致士兵受到爆炸型脑损伤的威胁, 患者可能会出现短暂的意识丧失、严重的昏迷等症状。研究还表明, 一些服役人员在使用重型武器后, 即使在允许的范围内, 也会在言语记忆、视觉空间记忆和执行功能方面出现认知缺陷, 而长期受到低强度爆炸武器和肩射武器威胁的人, 脑震荡和脑震荡后遗症的发生概率更高。根据美国防务与老兵脑伤中心 (defense and veterans brain injury center, DVVIC) 的报告<sup>[2]</sup>, 在 2000~2019 年, 美军中有 413 858 人诊断患有 bTBI。伊拉克战争和阿富汗战争爆发后, 针对退伍军人的流行病学研究显示, bTBI 是导致创伤后应激障碍 (post-traumatic stress disorders, PTSD) 发生的主要原因, 而其带来的药物滥用、暴力伤人、抑郁、自杀等社会问题, 已经引起全球范围的广泛关注<sup>[3]</sup>。此外国内重大爆炸事故时有发生: 2015 年天津滨海新区 8·12 危化品仓库爆炸事故造成 165 人遇难, 798 人受伤<sup>[4]</sup>; 2019 年江苏响水 3·21 化工厂特大爆炸事故导致 78 人遇难, 617 人受伤<sup>[5]</sup>; 2020 年浙江温岭 6·13 油罐车爆炸事故导致 20 人遇难, 24 人重伤, 175 人入院<sup>[6]</sup>。这些爆炸事故也导致事故中的幸存者和消防人员患有 PTSD 等典型的 bTBI 后遗症<sup>[7]</sup>, 严重威胁了民众的生命健康安全。因此, 对 bTBI 致伤机制和防护的研究在军事和民用领域都具有重要意义。

爆炸引发的创伤性脑损伤可分为 4 大类<sup>[8-9]</sup>: (1) 冲击波经由颅脑传播的初级爆炸伤; (2) 由破片或弹片引起的次级爆炸伤; (3) 人体被抛出与环境物体碰撞等相互作用引起的三级爆炸伤; (4) 对面部、头皮、呼吸道等部位引起的热、化学及其他类型的四级爆炸伤。本文中主要阐述冲击波直接作用导致的初级爆炸伤致伤机制。

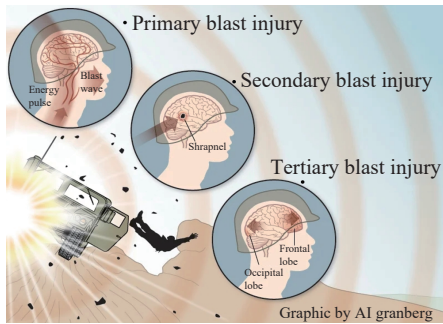


图 1(a) 爆炸冲击波引起颅脑损伤<sup>[9]</sup>

Fig. 1(a) Traumatic brain injury caused by blast wave<sup>[9]</sup>

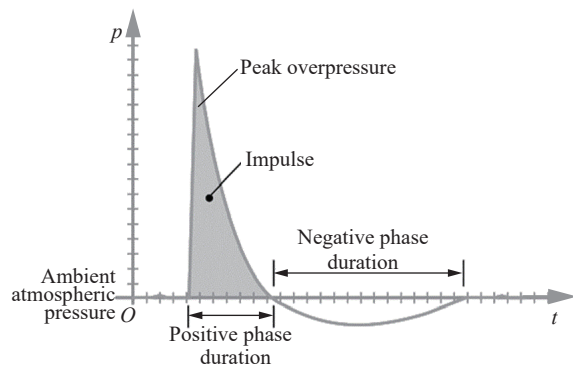


图 1(b) 爆炸冲击波载荷特点

Fig. 1(b) Characteristics of blast loading

### 1.2 bTBI 评级方法

bTBI 根据严重程度分级, 通常采用行为学及如表 1 所示的计算 3 种状况下的格拉斯哥昏迷评分总和(Glasgow coma scale, GCS)进行评定<sup>[10-11]</sup>。

表 1 格拉斯哥昏迷评分  
Table 1 Glasgow coma scale (GCS)

评分	眼睛状况	口头表达	动态行为
无法监测	例如: 严重的眼外伤	例如: 插管	例如: 瘫痪
1	不睁眼	不能言语	刺痛下肢体不动
2	刺痛睁眼	只能发音	刺痛下有肢体伸直
3	呼唤睁眼	回答含糊不清	刺痛下有肢体屈曲
4	自动睁眼	回答有错误	刺痛下有躲避反应
5	-	回答正确	能定位刺痛位置
6	-	-	按吩咐动作

脑震荡/轻度脑外伤: 24 h 以下的方向感迷失; 30 min 以下的意识丧失; 24 h 以下的记忆丧失; GCS ≥ 13; 不包括穿透型 TBI; 大多数不适用 CT 扫描。

中度脑损伤: 24 h 以上的方向感迷失; 30 min 以上 24 h 以下的意识丧失; 24 h 以上 7 d 以下的记忆丧失; GCS 为 8 或 9~12; 符合轻度脑损伤判据, 但 CT 异常; 不包括穿透型 TBI; 结构脑成像可能正常或异常。

重度脑损伤: 24 h 以上的方向感迷失; 24 h 以上的意识丧失; 7 d 以上的记忆丧失; GCS < 8~9; 不包括穿透性 TBI; 结构脑成像一般不正常。

穿透性 TBI(开放性头部损伤): 头部受伤; 头皮、头骨和硬脑膜穿透; 高速弹丸、速度较低的物体(如刀具)、颅骨骨折骨碎片导致的穿透性伤害, 伤口会在大脑内部。

### 1.3 bTBI 与 PTSD 的关系

过去十年中, 创伤后应激障碍(PTSD)发病和颅脑损伤之间的相关性研究进展很快, 已经证实无论对于参战人员还是平民人群, 颅脑爆炸伤(bTBI)是 PTSD 发生的重要因素之一。然而, 由于引起 PTSD 的病变主要发生在高级情感皮层, 所以颅脑损伤后 PTSD 的发病机制一直未被阐明。颅脑损伤后 PTSD 患者普遍会表现出明显的认知功能障碍, 与大脑白质异常有关, 并在大多数时候伴有脑震荡后遗症。战场上, 单次或重复多次因爆炸引起的颅脑损伤, 会对退伍老兵产生长期的影响, 其感觉功能在丘脑水平发生传入神经阻滞, 可能导致注意力和兴奋性降低, 进而发生渐进性的认知功能障碍。此类患者

在关于认知功能的大脑网络关键区域联接功能发生改变, 因此可能表现出严重的分裂症状和认知障碍。有研究者认为, 颅脑损伤可能直接通过损害调节恐惧的神经回路导致 PTSD 发生, 轻度颅脑损伤使患者基底外侧杏仁核复合体以及海马体中的  $\gamma$ -氨基丁酸抑制剂——谷氨酸脱羧酶水平降低, 引起大脑倾向于产生恐惧信息。此外, 颅脑损伤后大脑处理应激的反应能力明显下降, 认知能力减弱增加了 PTSD 的发病风险。

#### 1.4 小结

目前, 初级颅脑爆炸伤发生机理尚不明确, bTBI 和 PTSD 之间的关系尚未完全厘清, 缺乏综合、科学、严谨的流行病学调研, 这些都限制了针对颅脑爆炸伤的诊治和防护技术发展。本文中围绕初级颅脑爆炸伤致伤机理、评估标准、防护技术等问题, 系统介绍其研究现状和相关成果。

## 2 初级颅脑爆炸伤致伤机制

理解 bTBI 致伤机制是对其进行诊治和防护的基础。bTBI 致伤机制研究是一个多学科交叉、跨多个时间和空间尺度的问题: 涉及到爆炸波气体动力学、人体动力学、生物力学、生理学、以及一系列继发性损伤和修复的生物物理学和神经生物学等多个学科; 在空间尺度上, 从爆炸场景的米到大脑的厘米, 到神经元和轴突的微米, 再到神经元突触的纳米, 跨越数个空间尺度量级; 在时间尺度上, 从头部与冲击波相互作用的微秒, 到脑生物力学反应的毫秒, 到次要伤害和神经修复的分钟、小时乃至天, 跨越数个时间尺度量级。

针对爆炸冲击波作用下的初级颅脑创伤, 目前主要通过力学建模与仿真、物理模型实验表征等方式来理解初级 bTBI 发生的过程和对应机理。从冲击波载荷特点来看, 冲击波的超压峰值、作用时间以及两者对应的能量输入对于致伤起决定性作用: 冲击波与颅脑作用瞬间, 应力波超压峰值可透过颅脑外层结构或经由眼、耳、口、鼻的传播引起脑组织损伤; 当冲击波经过与皮肤、颅骨的相互作用后会产生较高的反射压力, 反射压力作用导致颅骨弯曲变形, 进而将冲击波能量输入颅脑引起损伤; 当冲击波能量进入脑组织内部后, 脑组织内部的非均质性将产生明显的阻抗失配, 复杂的应力波反射可在颅脑内部形成负压, 产生空穴溃灭效应, 引起脑组织局部损伤; 此外, 由于胸腔被冲击波压缩引起的血涌会到达颅脑导致脑血管系统的损伤。下面将分别对几种广受关注的初级爆炸伤致伤机制进行介绍。

### 2.1 波传播机制

爆炸波能量可以直接通过眼、耳、鼻等器官传播, 从而引起颅脑内压的改变<sup>[12-17]</sup>。在临床研究中, 眼、耳、鼻等感觉器官在爆炸中容易受伤, 耳部的爆炸性损伤是比较常见的, 包括鼓膜穿孔、听骨损伤、内外毛细胞丢失和出血、前庭和听觉系统损伤<sup>[18-21]</sup>。虽然已有研究表明耳部对于冲击波传播的方向非常敏感, 但是, 目前没有证据证明冲击波直接通过耳道造成颅内压的改变<sup>[22]</sup>。鼻部也存在爆炸伤, 但只有重度 bTBI 患者伴有嗅觉功能障碍, 而眼部爆炸伤通常与 bTBI 并存<sup>[23-30]</sup>。尽管目前还缺少证据证明冲击波可以直接通过眼、耳、鼻传播以改变颅内压, 但眼、耳、鼻爆炸伤的直接临床表现使得我们不能忽视对这些机制的探讨。冲击波对几何形貌的变化非常敏感, 耳道或窦腔的几何形状可能使波传播复杂化, 我们可以从冲击波孔腔传播的角度进一步研究眼、耳、鼻对颅脑爆炸伤的影响。

此外, Fievisohn 等<sup>[31]</sup>认为冲击波能量可以直接通过颅骨传递到大脑, 导致脑损伤。相关研究提出, 压力波传播至颅骨时, 沿着颅骨的厚度方向产生压应力, 进而作用到内部的脑脊液和大脑, 载荷传播的过程受到声阻抗  $Z$  (材料密度与材料中声速的乘积) 影响影响。当波从材料 1 传播到材料 2 时, 波的反射系数  $A_r$  和透射系数  $A_t$  表达式分别为:

$$A_r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1)$$

$$A_t = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2)$$

式中:  $Z_1$ 、 $Z_2$  为对应材料 1 和材料 2 的声阻抗。人体软组织(除肺部外)具有与水相似的阻抗特性参数, 骨骼的阻抗为水的 5 倍, 空气的阻抗比水要低 4 个数量级。理论上, 由于高度声阻抗失配, 冲击波的应力幅值会在冲击波由空气进入皮肤和颅骨时逐渐增加, Zhu 等<sup>[32]</sup> 模拟研究证明, 皮肤的存在会导致冲击波进入颅脑的压力幅值增加。但是从能量角度分析, 冲击波大部分的能量会由于阻抗失配被生物材料反射。这就导致从应力幅值角度和能量角度分析, 冲击波进入颅脑的情况完全相反, 因而引发了相关研究者的争议<sup>[33]</sup>。下节介绍的颅骨变形机制将从另外一个角度阐述这一问题。

### 2.2 颅骨变形机制

基于阻抗失配理论, 空气、颅骨、脑脊液与脑实质的高阻抗失配使得绝大部分入射冲击波能量被反射, 而这一反射压力比冲击波的滞止压力要高得多, 增加了入射冲击波在头部的作用时间, 相当于冲击波前沿在头部施加了很大的冲击力, 在很短时间内引起颅骨的局部弯曲变形, 如图 2 所示。由于颅骨的几何形状复杂, 冲击波作用在颅骨表面的压力随时间及空间的变化也非常复杂: 冲击波前沿作用处, 颅骨产生局部弯曲变形并会通过挤压颅脑对冲击波未到达区域的颅内压力产生影响; 当冲击波前沿过后, 颅骨发生局部振动, 颅骨的不断内凹和外凸会引起颅内压的正负交替变化, 颅内压的变化会导致脑损伤。另外, 压力波的一部分可以反射出较低阻抗的边界, 从而产生拉伸反射波。拉伸波通常出现在冲击对侧, 可以使冲击对侧出现脑挫裂伤。

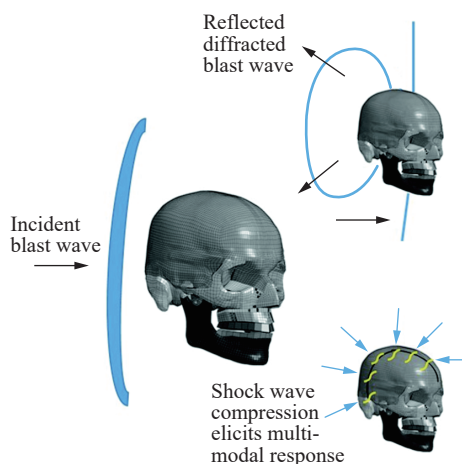


图 2 颅骨弯曲变形过程<sup>[31]</sup>

Fig. 2 Flexural deformation process of the skull<sup>[31]</sup>

颅骨局部振动理论可以通过 ICP(intracranial pressure) 振荡响应现象进行验证。Romba 等<sup>[34]</sup> 将压力传感器插入安乐死的灵长类动物的大脑中, 在爆炸过程中测量颅内压, 可以观察到 ICP 响应和冲击波入射压力响应不匹配。Moss 等<sup>[35]</sup> 通过数值模拟方法对颅脑在爆炸冲击波作用下的动态响应过程进行了研究, 可以观察到颅骨出现局部动态弯曲, 并在颅骨表面产生了向外传播的涟漪效应, 如图 3 所示。颅骨振荡会在大脑中产生压力梯度, 而颅骨的弯曲变形与颅内压力的分布直接相关。Bolander 等<sup>[36]</sup> 利用应变计和 ICP 传感器研究了麻醉大鼠在受到爆炸冲击过程中的颅骨变形, 发现爆炸过程中颅骨应变数据与颅内压的振荡保持一致, 随着爆炸压力的增大, 振荡幅值也增大。颅骨应变和 ICP 数据的一致性表明颅内压力振荡与颅骨变形有关。

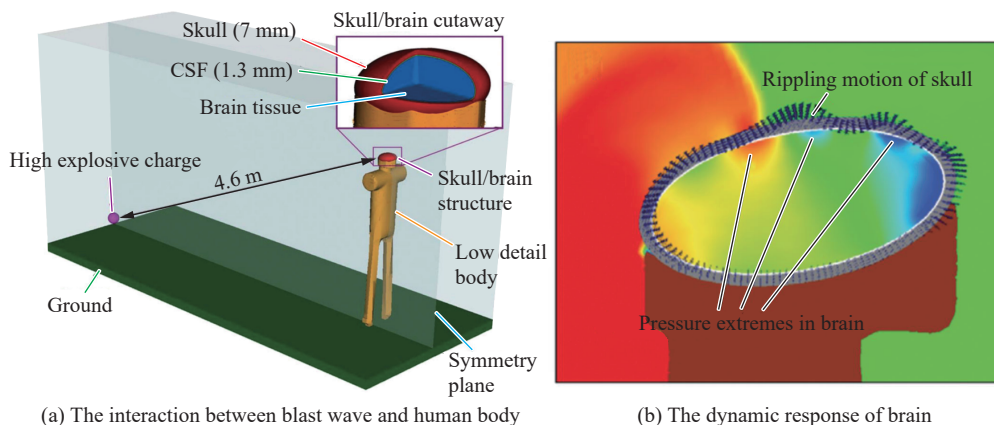


图 3 颅骨振动有限元模拟<sup>[35]</sup>

Fig. 3 Finite element simulation of the flexural deformation of the skull<sup>[35]</sup>

Li 等<sup>[37]</sup> 基于欧拉-拉格朗日耦合方法, 建立了爆炸冲击波与人体头部流固耦合的高精度有限元模型, 模拟了头部受到正面和侧面冲击波的响应情况, 如图 4 所示。通过分析颅骨和相邻位置脑组织的振动频率, 验证了冲击波通过颅骨振动传递冲击波能量的致伤机制。

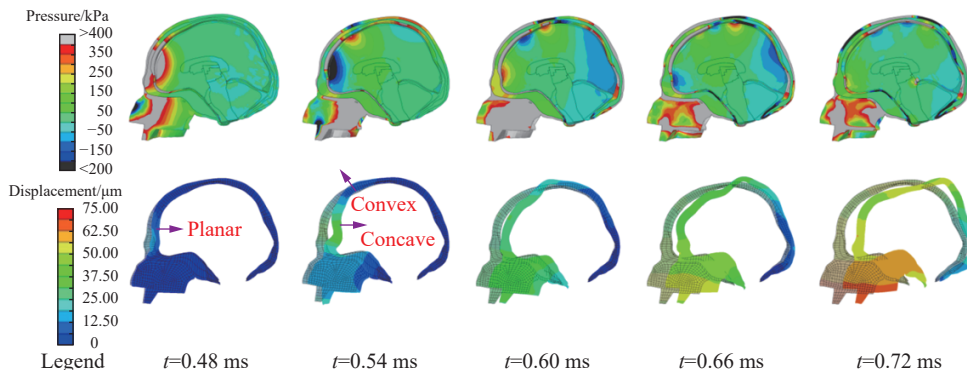


图 4 冲击波正面作用时颅脑压力云图与颅骨变形云图<sup>[37]</sup>

Fig. 4 Nephograms of the brain pressure and skull displacement caused by the frontal impact of the blast wave<sup>[37]</sup>

### 2.3 空化效应

由较大的正压和较小的负压组成的冲击波通过空气进入到颅脑的脑脊液和脑组织中时, 在短时间内使得气泡生成并出现扩大和坍塌的现象, 被称之为空化效应<sup>[38]</sup>。气泡产生的原因有两种可能性: 一是脑脊液中存在溶解气体, 在低压下显现; 二是由预先存在的微小气泡引起<sup>[39]</sup>。气泡破裂时释放能量, 形成局部冲击波, 频率和强度很高, 其压力可达 15 MPa~2.5 GPa, 比爆炸引起的超压更高<sup>[40]</sup>。气泡破裂引起高速射流, 撞击组织形成高度局部化的组织变形和损伤。Panzer 等<sup>[41]</sup> 通过实验和数值模拟研究发现, 爆炸产生的脑损伤和撞击产生的脑损伤有明显差异, 认为爆炸冲击波引起的脑脊液 (CSF) 中的局部空化是引起 bTBI 的重要因素; Cramer 等<sup>[42]</sup> 针对空穴效应以及容易产生空穴效应的类脑软材料进行了研究, 探究了微型空穴效应在 bTBI 中的作用, 并利用实时成像技术探究了不同应变率加载下神经元细胞的不同损伤模式。

Goeller 等<sup>[43]</sup> 通过把大脑抽象成一个椭球体 (由颅骨、脑脊液、脑组织 3 部分构成), 建立了如图 5 所示的两种物理模型, 利用限制单元负压极限的方式模拟确定了空穴效应的存在。Salzar 等<sup>[44]</sup> 利用如图 6 所示的直径 457 mm 的激波管模拟简易爆炸装置 (improvised explosive device, IED) 冲击波载荷 (超压范围达到 69~170 kPa, 脉冲持续时间为 2~4 ms), 在另一端放置测试对象和测试仪器, 用来测量椭球体模型对冲击波激励的响应, 利用每秒 1 万帧的高速摄像机拍摄记录, 证实了在这两个椭球体物理模型中的冲击对侧处都存在由空化而产生的气泡, 在时间上与负压期一致, 并且发现空化气泡的破裂会导致局部压力的显著升高。

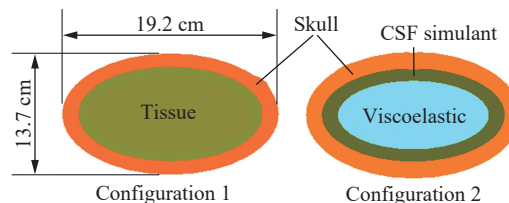


图 5 大脑椭球体模型的二维示意图<sup>[43]</sup>

Fig. 5 Two dimensional diagrams of the brain ellipsoid model<sup>[43]</sup>

并且发现空化气泡的破裂会导致局部压力的显著升高。

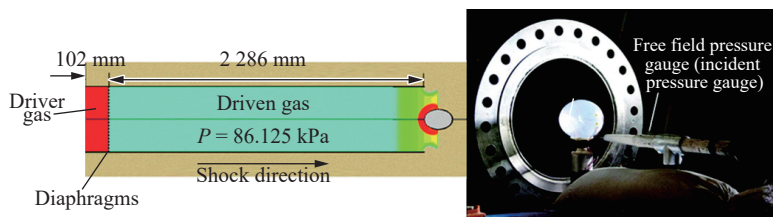


图 6 直径 457 mm 的激波管示意图<sup>[44]</sup>

Fig. 6 The shock tube of 457 mm in diameter<sup>[44]</sup>

## 2.4 躯干压缩

躯干压缩理论为初级 bTBI 提供了一个独特的力学视角,因为它不涉及冲击波与颅骨的相互作用,而是基于冲击波与胸腔的相互作用<sup>[45]</sup>。该理论假设当胸腔和腹部暴露在冲击波下会导致快速压缩并引起血液流速加快,产生血涌,其可以通过软组织和血管组织传播。大血管中的血涌会导致血管体积激增,到达大脑并损伤更敏感的脑血管系统,从而会引起血管损伤、血管痉挛、缺血缺氧和脑出血。Chen 等<sup>[46]</sup>对爆炸压力波和脑损伤的相关文献进行了总结:动物伤口弹道学实验和躯干爆炸载荷的有限元模拟都证实了躯干压缩引起的血涌会导致颅脑创伤,影响颅脑创伤形成的 3 个重要因素是胸腔和颅腔的压力差、向大脑传播压力波的血液介质及脑血管和血脑屏障。

## 2.5 小结

目前普遍认为波传播和颅骨弯曲变形是造成初级 bTBI 的两种主要机制,但两种机制间的关系尚存在混淆和争议。Ganpule 等<sup>[47]</sup>在激波管环境下重建了爆炸波的载荷条件,通过物理模型和数值模拟研究了冲击波与颅脑的作用,发现模拟中将脑组织建模为低体积模量时颅内压响应与颅脑外冲击波响应类似,具有快速上升缓慢下降的特征,更倾向于波传播影响机制;将脑组织建模为高体积模量时颅内压呈高频振荡响应,倾向于颅骨振动变形机制。由此可以推知,波传播机制与颅骨变形机制同时存在,但两者对于颅内压力响应的的影响与颅内的脑组织内容物的状态相关,同时波传播机制与颅骨变形机制的特征时间虽具有一定差异,但两者对颅内压的响应影响存在耦合,需要针对特定问题具体分析<sup>[47]</sup>。

值得指出的是,近年来 bTBI 致伤机理的研究已经从宏观组织层级的响应拓展到细微观细胞层级的响应<sup>[48-49]</sup>。从细胞层级来看,bTBI 作用的最重要靶点为神经细胞,因而研究神经细胞的相关损伤是 bTBI 研究中重要的一环。Bain 等<sup>[48]</sup>利用成年雄性豚鼠的视神经的动态拉伸实验确定了神经纤维拉伸的形态学损伤极限应变阈值和电生理学损伤极限应变阈值分别为 0.21 和 0.18。Giordano 等<sup>[50]</sup>利用这一神经纤维拉伸应变的阈值来辨别 bTBI 的过程,通过联系脑组织力学行为的各向异性及脑组织弥散张量的分数各向异性建立了考虑神经纤维走向的细观力学模型,分析了神经纤维走向对于 bTBI 颅脑建模中的重要性。Wright 等<sup>[49]</sup>同样利用神经纤维拉伸应变的阈值来评判颅脑的弥散性轴突损伤,利用考虑轴突结构的模型确定了旋转加速度与轴突损伤的相关性。这些研究都从神经细胞层次建立了 bTBI 与细胞损伤的关联,表明引入神经纤维对于 bTBI 研究的模型精细化和宏微观致伤模型的建立具有重要意义。因此,bTBI 的深入系统研究需建立如图 7 所示的多尺度模型,考虑不同尺度间的耦合效果,全面考虑爆炸载荷对于全身、头部的作用,颅脑内部致伤区域特征以及脑组织局部神经细胞的微观受损情况。

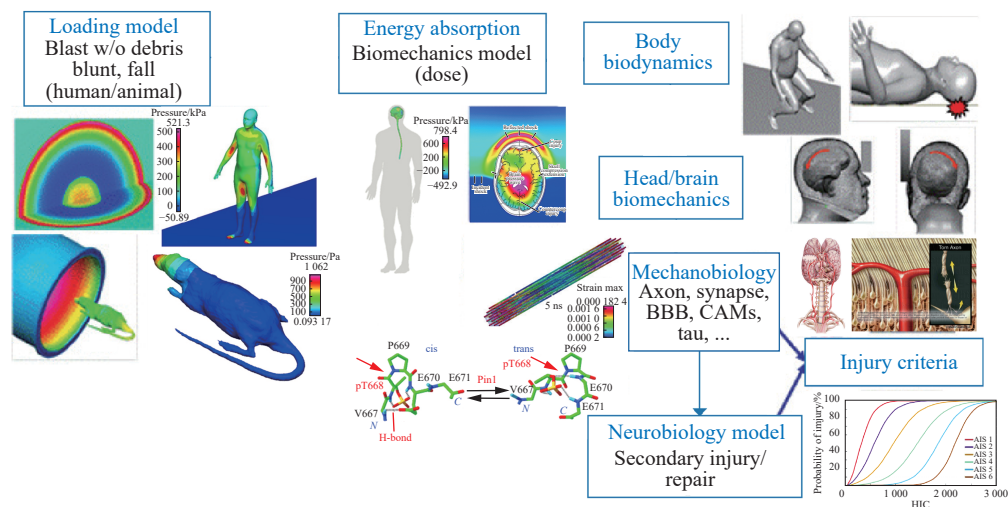


图 7 研究 bTBI 的多尺度数值模型<sup>[51]</sup>

Fig. 7 Multi-scale numerical model for bTBI study<sup>[51]</sup>

### 3 bTBI 的力学和生物学评估指标及方法

前文综述了初级 bTBI 研究中比较受关注的几种致伤机制, 为了评估 bTBI 损伤的程度及头部装备防护效果, 还需建立与特定致伤机制或局部损伤形式相关的力学及生物学评估指标体系, 通过发展特定爆炸载荷条件下的数值模型、物理模型及生物模型来监测评估指标是否达到损伤阈值, 并利用动物模型受到爆炸冲击后得到的生物学、医学指标来评估对应的损伤。

#### 3.1 力学评估指标

从生物力学角度分析, bTBI 是颅脑多层结构与爆炸波等物理环境的一系列复杂的力学相互作用的结果, 故此过程中相关力学参量可以作为验证致伤机制、评估致伤等级的指标。常见的力学指标可以与特定的致伤机制或特定局部损伤形式相关联。

爆炸冲击波的短时作用可以引起颅脑的局部损伤, 如图 8 所示。波传播效应中由于脑组织内部阻抗失配及颅脑界面的反射会引起局部脑组织的撕裂; 空化效应可以在负压区域形成局部微小的脑损伤。颅骨弯曲振动会导致振动区域及内部的脑组织和血管的损伤; 躯干压缩效应可以在脑组织内部的毛细血管产生损伤。因而头部致伤的局部效应可以通过与致伤相对应的颅外自由场压力、颅内压、颅骨变形、颅脑相对位移、轴突变形等相关指标进行评估。

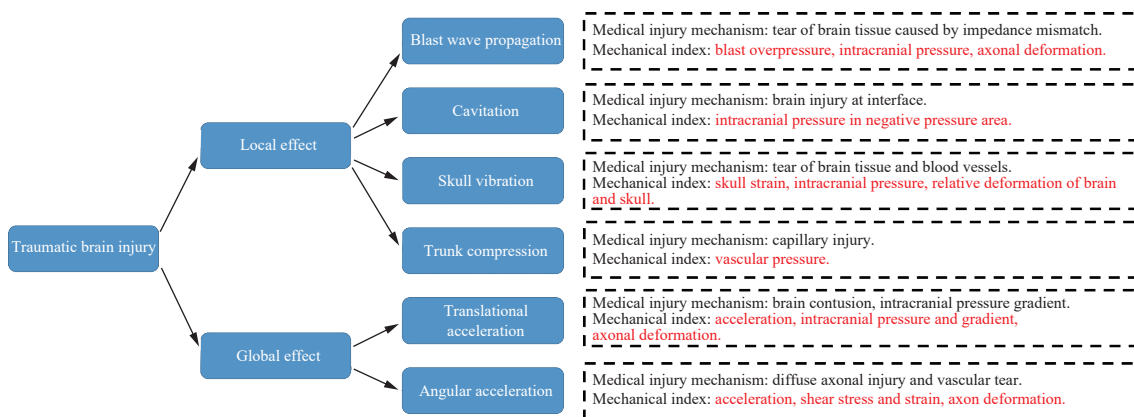


图 8 损伤分类

Fig. 8 Damage classification

爆炸冲击波冲量的长时作用会引起颅脑的整体运动, 形成颅脑的平动加速度和角加速度。平动加速度可以引起颅骨和脑组织挤压从而形成脑挫伤, 角加速度可以引起颅内的剪切变形从而导致弥散性轴突损伤及局部血管的撕裂。因而头部致伤的整体效应可以利用与致伤相对应的加速度、颅内压、剪切应力应变等相关指标来评估。

针对上述爆炸冲击波的局部效应和整体效应的力学指标, 常通过对照模拟和实验中指标测定值与真实爆炸条件或激波管条件下颅脑损伤生理结果建立概率相关性, 从而得到对应的阈值。颅内压对应的损伤阈值是超压大于 235 kPa 时认为产生重度损伤, 小于 173 kPa 时认为无损伤或是轻微损伤<sup>[52]</sup>。针对剪切变形的情况, 可以采用 Mises 应力达到 15 kPa 作为损伤起始阈值<sup>[53]</sup>。针对轴突细胞层次的响应, 可以采用 2.5 节所阐述的轴突拉伸应变阈值进行评估。近年来, Garcia-Gonzalez 等<sup>[54]</sup>通过弥散张量成像 (diffuse tensor imaging, DTI) 得到轴突走向, 进而定义轴突细胞变形相关的拉伸、剪切能量率作为致伤力学指标。

由于爆炸波与颅脑的作用机制复杂, 通过实验手段很难获得颅脑动态力学响应细节, 因而常通过数值模拟研究 bTBI 致伤力学指标, 分析颅脑的响应及评估爆炸冲击波作用下头盔对于颅脑的防护效果<sup>[55-59]</sup>。Li 等<sup>[37]</sup>建立了精细的颅脑数值模型, 利用耦合欧拉-拉格朗日方法重建了爆炸载荷条件, 通过对比剪切大变形区域和高颅内压梯度区域, 确定了脑组织的剪切损伤与颅-脑相对切向位移关联, 而与颅内压及其

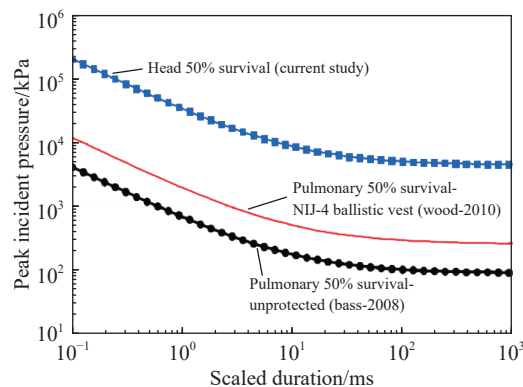


变化无关,建立了以脑剪切应变、Mises 应力为指标判断弥散性轴突损伤和脑挫伤两种 bTBI 损伤形式的评估方法。此外, Garcia-Gonzalez 等<sup>[54]</sup>根据颅脑的数值计算,将常见致伤阈值计算结果与通过行为学实验分析得到的大脑受损和未受损区域进行对比,得到致伤阈值的相关性,认为剪切能量率与灰质损伤最为相关,轴突拉伸能量率与白质损伤最为相关,如表 2 所示。

表 2 致伤阈值相关性<sup>[54]</sup>Table 2 Correlation of the injury threshold<sup>[54]</sup>

致伤阈值计算受伤区域与行为学损伤区域匹配相关度							
标准	压力/Pa	Mises应力/Pa	等效应变	体积能量率/(J·s <sup>-1</sup> )	剪切能量率/(J·s <sup>-1</sup> )	轴突拉伸	轴突拉伸能量率/(J·s <sup>-1</sup> )
灰质	56	39	56	56	72	—	—
白质	44	33	44	22	44	33	56

最终,通过组织和细胞层次的致伤指标和阈值可以获得用于评估损伤等级及指导防护装备设计的耐受载荷谱。目前被广泛接受的冲击波超压耐受限值是采用 Bass 等提出的基于大量生物实验的人体肺部和头部冲击波超压的耐受曲线,如图 9 所示<sup>[60]</sup>。但是目前这个耐受曲线仅是多次动物实验得到的经验值,并没有深入探究其与人体颅脑内部组织损伤和细胞损伤的关联。Courtney 等<sup>[61]</sup>针对这个问题进行了补充,提供了与胸腔压缩机制和加速度机制对应的数据结果,但仍需更多的数据才可以形成完整的曲线。

图 9 人体头部及肺部冲击波超压耐受曲线<sup>[60]</sup>Fig. 9 Shock wave overpressure tolerance curves of the human head and lungs<sup>[60]</sup>

### 3.2 基于物理模型的测试评估方法

基于人体的 bTBI 实验研究具有伦理学和医学上的难度,很难多次重复开展。因此,为了能够测量力学指标,经常采用物理模型代替真实人体开展爆炸实验。物理模型中常依据现有的力学指标体系,发展测试装置,得到可测物理指标,形成测试系统。

栗志杰等<sup>[62]</sup>基于大脑各组分力学性能,建立了如图 10 所示的高仿真度人体头颈部物理模型,能够更真实地模拟各部分组织器官在爆炸冲击波作用下的动态响应过程,捕捉相应的力学指标变化规律。其中测试指标包括:颅内压、颅骨应变和加速度。压力测量系统采用微型防水压力传感器进行颅内压力测量,其谐振频率高达 1 MHz,有效工作频率为 0~200 kHz,满足爆炸等极端工况下的压力测量工作要求。压力传感器主要布置在前额、颅顶、枕部、脑部左右侧与中间部位,保证沿头部前后方向、头部左右方向、沿颅骨前后方向、颅骨左右方向都有 3 个颅内压力测点,从而可以得到颅内压力在不同方向上的演化过程。应变测量系统的布设位置与压力传感器的位置是一致的,粘贴在颅骨的外边面上,测量特定位置处两个垂直方向上的应变。加速度测量系统主要布置在直接受冲击的颅骨外表面处,如正面冲击时的前额、侧面冲击时的头部侧面,具体位置与压力传感器相对应。

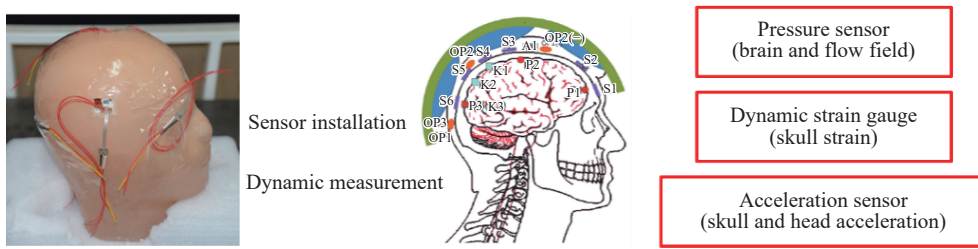


图 10 高仿真头颈部模型主要传感器的布置(清华大学)<sup>[62]</sup>

Fig. 10 Sensor layout on the high-fidelity head and neck model (Tsinghua University)<sup>[62]</sup>

图 11 展示了高仿真头颈部模型与激波管模拟爆炸实验平台。为避免激波管口气流紊乱对头部响应产生干扰,将物理头部模型尽量置放于接近激波管出口位置,以形成稳定的平面爆炸冲击波。通过对比利用纹影装置测量及流固耦合数值模拟计算的流场压力分布,验证了激波管条件下重建的冲击波压力的合理性<sup>[62]</sup>。

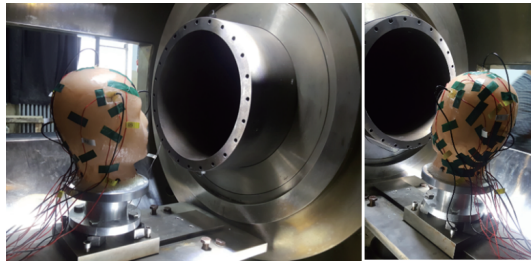


图 11 高仿真头颈部模型与激波管实验平台<sup>[62]</sup>

Fig. 11 High-fidelity head and neck model and shock tube experimental platform<sup>[62]</sup>

尽管采用激波管实验评价的方法成本较低,但现场实爆方式得到的结果更准确,采用裸露炸药产生爆炸冲击波直接作用于物理模型,可以得到更精确的力学指标。Nemat-Nasser 等<sup>[63]</sup>通过制作全尺寸的头-颈部物理模型并进行实爆实验,对冲击波防护进行定性研究。脑组织采用陶氏康宁公司的 Sylgard 527 硅胶制成,压力传感器和加速度传感器通过单丝尼龙线固定在颅腔或者颅底,在浇筑过程中直接将其封装在脑组织代替物中。为了满足每种测试条件,需要制作两个头部物理模型,一个用来测量颅内压力,另一个用来测量加速度。最终将头-颈部物理模型置放于爆炸装置一侧,以 PCB 传感器测试自由场压力,如图 12 所示。

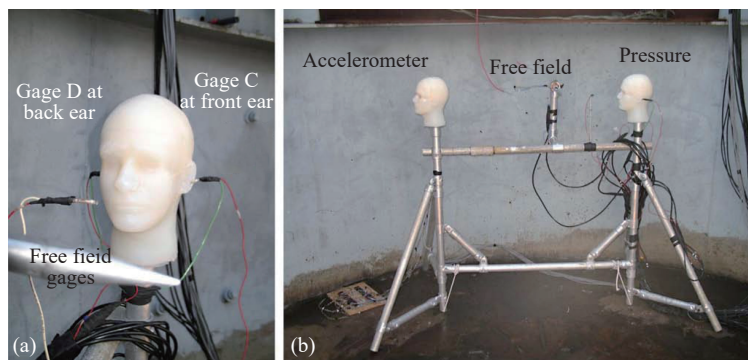


图 12 实爆实验布置情况<sup>[63]</sup>

Fig. 12 Layout of the explosion experiment<sup>[63]</sup>

此外,由于头部精细结构建模比较困难,也有学者采用简化的物理头部模型来监测头部受到的冲击波载荷大小。Li 等<sup>[64]</sup>采用具有头部外形的实心模型(即无内部精细结构)研究爆炸冲击波与头部的流固

耦合作用, 如图 13 所示。通过测量头部不同监测点压力随时间的变化, 分析冲击波与头部作用后流场压力的变化规律, 揭示前额、眼部、耳部等处较大压力场的形成机理。并以头部表面超压作为指标评估头部受到的伤害大小, 即更大的流场压力对应更严重的头部损伤。

如 2.5 节所述, bTBI 研究跨多个时间和空间尺度, 因此在实验研究中, 可以根据所关注问题的不同, 选用不同精度的头部物理模型。如侧重研究冲击波在颅内的瞬时传播过程, 需要选用高精度头部物理模型; 如果只关注作用在头部表面的冲击波大小, 则可以采用简化的头部模型; 如果关心头部长时动态响应, 则需要采用考虑颈部生物力学特点的头颈部模型。

### 3.3 动物模型实验及生物指标

除了数值模拟和物理模型实验研究外, 学者们根据 bTBI 损伤类型也设计并开展了大量动物实验, 用于观察 bTBI 的生物学损伤效果。

Liu 等<sup>[65]</sup>利用不同尺寸的微型球形炸药对大鼠进行不同损伤程度的 bTBI 实验, 如图 14 所示, 并从神经功能、宏观病理学、组织病理学及各种生物标志物表达水平方面建立了可靠且可重复的 bTBI 模型及损伤特征指标。Rubovitch 等<sup>[66]</sup>通过将一排大鼠头朝炸点的方式放置在开放爆炸场中, 以此来研究爆炸对于大鼠头部的冲击波致伤效应, 如图 15 所示。Davidsson 等<sup>[67]</sup>利用爆炸管的方式模拟具有特定超压峰值和持续时间的爆炸冲击波, 用于定量研究小鼠的创伤性脑损伤效果。Risling 等<sup>[68]</sup>利用由压缩空气驱动的激波管在实验室环境下稳定地模拟爆炸冲击波, 并采用防护材料包裹非靶点部位的方法来研究小鼠头部在无温度效应的冲击波下的创伤情况。Cheng 等<sup>[69]</sup>利用电雷管作为爆炸源, 将大鼠固定在一个特别设计的舱内, 舱内有一个可调节的孔, 显示头部暴露在爆炸中的额叶、顶叶和枕叶, 眼睛、耳朵、嘴巴和鼻子受到舱内保护, 如图 16 所示, 评估了爆炸伤的生理学、神经病理学和神经行为学影响。

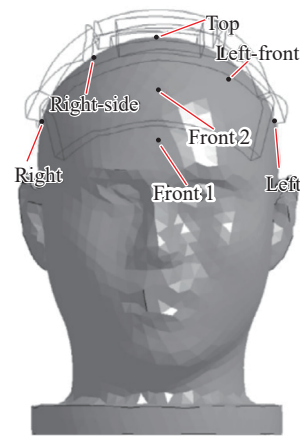


图 13 头部压力监测位置<sup>[63]</sup>

Fig. 13 Head pressure monitoring positions<sup>[63]</sup>

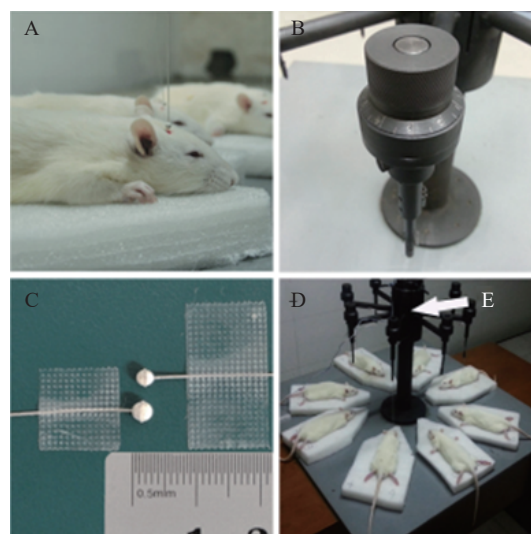


图 14 爆炸性颅脑损伤(bTBI)模型的细节<sup>[65]</sup>

Fig. 14 Details of the model of explosive brain injury (bTBI)<sup>[65]</sup>

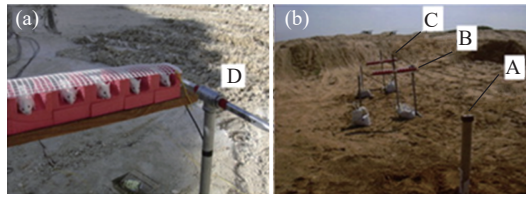


图 15 爆破实验装置<sup>[66]</sup>

Fig. 15 Blasting experimental device<sup>[66]</sup>

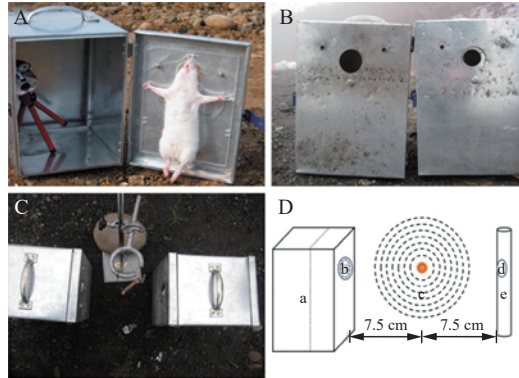


图 16 大鼠头部暴露的位置<sup>[67]</sup>

Fig. 16 Location of rat head exposed<sup>[67]</sup>

在动物模型的相关实验中常采用 4 种生物或医学指标。包括生理学指标<sup>[70]</sup>: 观察动物脑组织病变(水肿、出血、炎性浸润等); 行为学指标<sup>[70-72]</sup>: 观察行为学变化<sup>[73-74]</sup>(僵立反射、热板、拒俘、旷场、水迷宫、高架迷宫); 分泌物指标: 神经内分泌反应(血浆糖皮质激素、地塞米松抑制等), 见表 3; 形态学指标: 从形态学(大体、组织、细胞)定量分析新型材料的防护效果。

表 3 bTBI 常见医学指标<sup>[71]</sup>

Table 3 Common medical indexes of bTBI<sup>[71]</sup>

事件	机制	血清生物标志物		
		轻度创伤性脑损伤	中度创伤性脑损伤	严重创伤性脑损伤
神经元和神经胶质细胞死亡	激活触发坏死和/或凋亡的因子	神经元: NSE, Ctau, SBP, 所有血影蛋白	神经元: NSE, PNF-H, NF-H, NMDAR, Hsp70, UCH-L1, C-tau, 所有血影蛋白, SBP, 促泌素	神经元: NSE, PNF-H, NF-H, NMDAR, Hsp70, UCH-L1, C-tau, 所有血影蛋白, SBP, 促泌素
		神经胶质: S100 $\beta$ , GFAP, MBP, C-tau	神经胶质: S100 $\beta$ , GFAP, MBP, NMDAR, Hsp70, IL-1 $\beta$ , L-6, L-8, TN- $\alpha$ , C-tau, AQP4	神经胶质: S100 $\beta$ , GFAP, MBP, NMDAR, Hsp70, IL-1 $\beta$ , IL-6, IL-8, TN- $\alpha$ , C-tau, AQP4
血管痉挛	血管收缩和松弛的失调	-	Hsp70, TNF- $\alpha$ , VEGF, Claudin-5, vWF	Hsp70, TNF- $\alpha$ , VEGF, Claudin-5, vWF
水肿	毒性和炎症因子引起的血管生成和细胞毒性事件	-	Hsp70, IL-1 $\beta$ , IL-6, IL-8, VEGF, Claudin-5, vWF, AQP4, MMP9	Hsp70, IL-1 $\beta$ , IL-6, IL-8, VEGF, Claudin-5, vWF, AQP4, MMP9
轴突损伤	机械损伤; 神经元变性	S100 $\beta$ , NSE, C-tau, MBP, SBP, 所有血影蛋白	S100 $\beta$ , MBP, NSE, PNF-H, NMDAR, Hsp70, C-tau, 所有血影蛋白, SBP	S100 $\beta$ , MBP, NSE, PNF-H, NMDAR, Hsp70, C-tau, 所有血影蛋白, SBP
炎症	细胞因子释放与细胞应激	IL-1 $\beta$ , IL-6, IL-8, TNF- $\alpha$ , IFN - $\gamma$	Hsp70, IL-1 $\beta$ , IL-6, IL-8, TNF- $\alpha$ , IFN - $\gamma$	Hsp70, IL-1 $\beta$ , IL-6, IL-8, TNF- $\alpha$ , IFN - $\gamma$
代谢变化	缺氧; 能量需求改变、离子稳态与神经传递; 增加了修复过程	-	血浆铜蓝蛋白, HIF-1 $\alpha$	血浆铜蓝蛋白, HIF-1 $\alpha$

### 3.4 小结

力学和生物学指标是验证致伤机制、评估颅脑损伤程度的重要手段,对 bTBI 诊治及防护具有重要意义。在指标的测试过程中,尽管数值模型、物理模型与动物实验都存在各自的局限性,但可互为补充,形成一套综合评估方法。此外,致伤指标和阈值的确定和验证需要结合大量的人体生理学和医学的数据,从数值模拟、物理模型和动物模型得到的数据均具有一定的误差,需要进行大规模的数据筛选和对比才能得到适用范围更广、与真实更符合的致伤指标和阈值。

## 4 bTBI 防护

### 4.1 防护原理与策略

前面几节针对 bTBI 致伤机制、评估指标及评估方法的研究是开展 bTBI 防护研究的基础。应力波传播和颅骨局部变形是冲击波能量进入颅脑的两种主要方式。应力波传播机制侧重于爆炸冲击波在颅脑传输过程中所造成的伤害,而颅骨局部变形通过引起脑组织体积变形与剪切变形致使颅脑发生损伤。这两种机制共同作用造成颅脑损伤,需要在颅脑防护中综合考虑。同时,在后续头部整体运动过程中,颅骨与内部脑组织之间的惯性差异会对颅脑造成进一步的损伤。颅脑形心与质心的不完全重合,以及冲击波作用方向的随机性,使得头部整体运动分成平移和旋转运动,分别通过平移加速度和旋转角加速度进行度量,这两种加速度可以作为评估颅脑生物防护效应的重要力学指标。

头盔是颅脑防护的主要装备,以防弹功能为主的头盔一般并没有考虑防冲击波功能。研究表明,爆炸冲击波会通过绕射进入头盔与头部之间的间隙,并在这一狭小空间范围内发生反射叠加效应,致使其峰值压力急剧增大。针对上述问题,可通过增加防护系统本身的封闭性,尽量避免冲击波通过绕射的形式进入头盔与头部之间的间隙区域,从而发生聚集效应<sup>[34]</sup>。另一方面,通过改进防护系统中的减震与吸能装置,可以增大冲击波在传输路径上的能量转化、分散与耗散,从而显著降低冲击波进入颅脑的能量强度。需要注意的是,为保证战场上士兵的机动性,头盔系统质量不宜过重。最后,通过对比不同防护下的损伤指标评估防护系统的设计和改进是否有效,判定防护装备设计是否满足战场防护要求。

### 4.2 防护设计

#### 4.2.1 选用新型吸能材料

在头盔系统设计中使用能有效衰减冲击波能量的新型吸能材料,有望提高防护系统的生物防护效果。目前广受关注的材料有率敏感高分子弹性体、力学超材料、微纳米复合材料等。

Lee 等<sup>[75]</sup>进行的以聚脲/聚氨酯弹性体为主要研究对象的聚合物能量耗散机理研究显示,要实现对接宽频段冲击波超压的防护,需采用多结构相的复合材料,这种材料能够做到多次吸收冲击波能量而保持材料基本性能。基于上述认识,Sarva 等<sup>[76]</sup>对具有多尺度结构单元的聚合物材料在较高应变率下的压缩特性和能量吸收性能进行了研究,由于聚合物在高应变率下有着独特的力学行为,将其作为结构的保护层,在高速率加载事件中能够增强结构的防护能力。这些材料包括:利用具有剪切增稠特性的流体进行改性的聚氨酯弹性体;在多层热塑弹性体结构中加入由甘油、水等液体构成的流体层;采用微米级的玻璃微珠以及碳纳米管进行热塑弹性体的改性;加入微米级的夹杂(包括改性的玻璃微珠或碱石灰颗粒),与高分子基体形成共振型超材料衰减冲击波能量等。

Pontalier 等<sup>[77]</sup>讨论了颗粒材料衰减爆炸冲击能量的机制,通过形成复杂的颗粒层,使材料能够在受到冲击时诱导颗粒振动以及加热间隙内的气体,从而达到衰减能量的目的。Grujicic 等<sup>[78]</sup>在美军新型作战头盔 ACH(advanced combat helmet)的基础上,引入了高聚物材料聚脲作为头盔悬挂衬垫、衬里以及外壳的涂层,进一步优化了 ACH 抵抗冲击波的能力。研究采用实验和模拟相结合的方式,使用 0.275 kg 的彭托利特炸药在 1.07 和 1.22 m 处对头部进行冲击,以颅内压、冲量、加速度为量化指标。结果表明,在 1.22 m 的情况下,在标准的 ACH 保护下颅内压由未受保护状态下的 100 kPa 降低至 83 kPa,在有聚脲涂层的 ACH 保护下降低至 67 kPa,同时其他指标也均有不同程度的降低。这表明涂有 2 mm 聚脲内衬的头盔具有更好的防护冲击波效能,如图 17 所示。

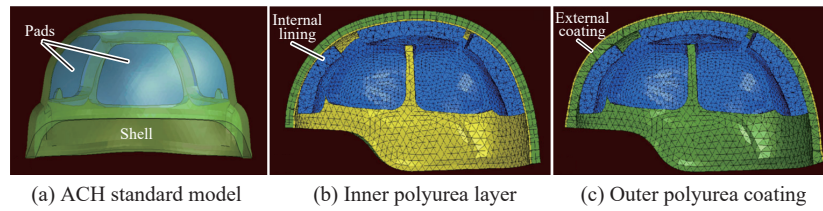


图 17 不同头盔的防护效能<sup>[78]</sup>

Fig. 17 Protection effectiveness of different helmets<sup>[78]</sup>

Jenson 等<sup>[79]</sup> 也通过数值模拟讨论了一种基于新型材料改进的防护系统, 即 Kevlar 和碳纳米管复合材料的头盔模型, 他们采用脑组织的应变能密度作为防护效果评价指标。在头部前方 0.8 m 处模拟 3 种不同等级的爆炸, 分别为 0.038、0.093、0.227 kg 的 TNT 爆炸, 比较了不同构型下大脑前部的最大主应力。在 0.227 kg 的 TNT 爆炸下, 相比未受保护时的 4.5 kPa 应力, ACH 将最大主应力减小至 3.4 kPa, 而 Kevlar 和碳纳米管复合材料头盔保护下最大主应力减小至 3.1 kPa。碳纳米管增强型的 ACH 头盔获得了更好的冲击波能量衰减效果。

#### 4.2.2 改进头部缓冲系统

除采用新材料外, 研究者还考虑改进头盔缓冲系统实现对 bTBI 的防护。Singh 等<sup>[80]</sup> 对比研究了不同载荷强度下, 不同缓冲系统对冲击波的防护效果, 研究中使用的有限元模型是在头部矢状面和冠状面两个垂直平面上的模型, 如图 18 所示。矢状面和冠状面模型配备了不同的头盔悬挂系统材料, 分别为高密度和低密度的聚乙烯泡沫。结果显示, 在 4 m 远的载荷作用下, 没有泡沫衬垫比装备泡沫衬垫的颅内正压降低 4%; 而在 3 m 远的载荷作用下, 没有泡沫衬垫比装备泡沫衬垫的颅内正压增高 4%, 如图 19 所示, 因此泡沫材料对颅内正压几乎没有影响。这是因为随着爆炸载荷强度的增加, 头盔和头部之间反射压力(非线性)的影响增大。两种模型的颅内负压在没有泡沫衬垫的情况下最低, 在高密度泡沫的情况下最高。在头部加速度峰值方面, 对矢状面模型, 在无泡沫情况下, 4 m 载荷作用下头部加速度略有降低, 3 m 载荷作用下头部加速度略有增加; 在冠状面模型中, 高密度泡沫导致头部加速度最大, 其次是低密度泡沫, 然后是无泡沫的情况。通过分析可知, 如果没有衬垫, 经过泡沫的传输路径将被消除, 因此主要传输路径是通过面部组织。但是, 冲击波能够在头盔和头部之间的空间传播和反射, 这导致颅内压在

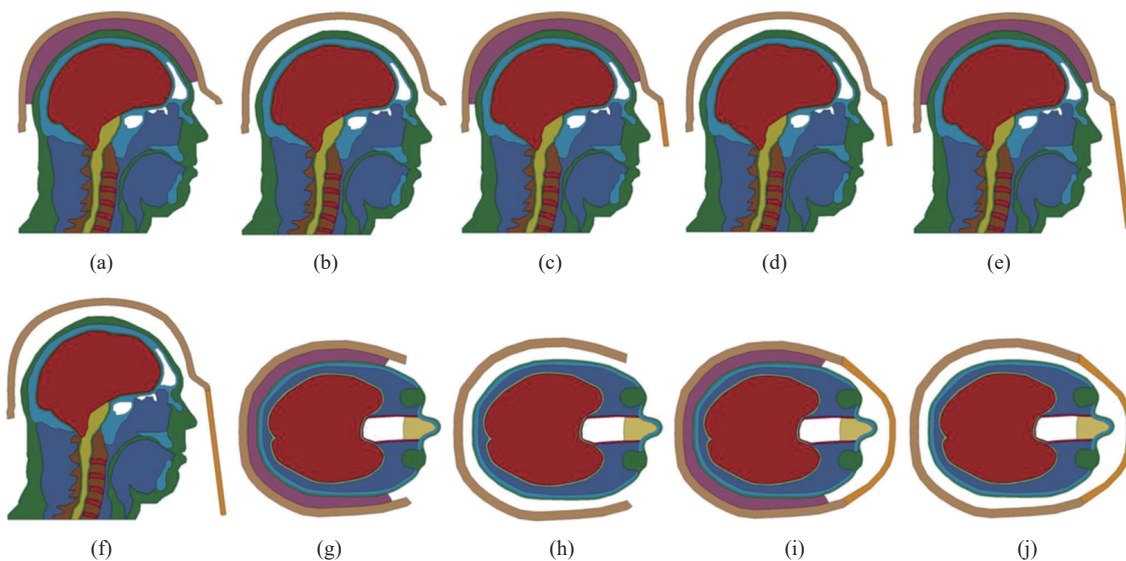


图 18 头部矢状面和冠状面以及头盔构形<sup>[80]</sup>

Fig. 18 The vertical plane and coronal plane of the head, as well as the helmet configuration<sup>[80]</sup>

沿大脑顶叶和枕叶区域适度增加。这项工作的主要局限性在于只用了平面模型, 缺乏三维效应, 这会影  
响大脑颅内压的准确性。另外, 由于这项研究只关注颅内压和头部加速度在大脑内的峰值, 而没有关心  
这些指标在颅脑内分布区域位置及分布区域大小, 因此研究结果还存在一定的局限性。

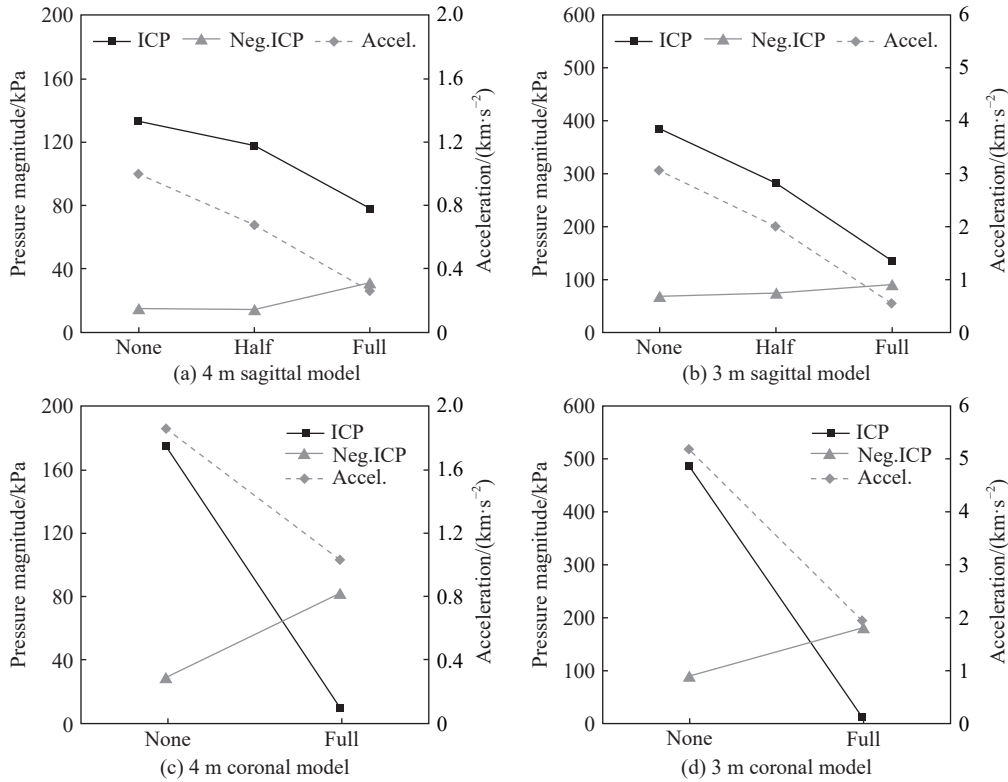


图 19 泡沫材料对矢状面和冠状面模型的影响<sup>[80]</sup>

Fig. 19 Influences of the foam material on the sagittal model and coronal plane model<sup>[80]</sup>

此外, Zhang 等<sup>[81]</sup> 更详尽地研究了悬挂系统衬垫对于降低头部载荷的作用。研究采用简化的三维  
头部模型, 包括 4 个主要部分: 皮肤、颅骨、脑脊液和大脑。结果显示, 头部前方受爆炸冲击时, 是通过皮  
肤将主要的载荷传递到头部。对于悬挂系统, 随着泡沫衬垫厚度的增加, 波峰到达时间相应延迟, 而悬  
挂系统衬垫厚度的增加也会使波峰减小, 脉冲宽度增大, 如图 20 所示。另外, 泡沫硬度的增加, 使得应  
力峰值和到达时间均减小, 且应力峰值趋于平稳, 如图 21 所示。结论表明, 悬挂系统泡沫衬垫可以减轻  
爆炸载荷。泡沫衬垫延迟了压力峰值的到达时间, 使冲击波变为缓慢上升的压缩波。

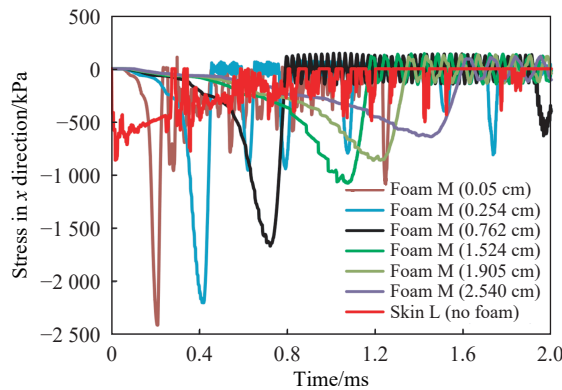


图 20 不同厚度泡沫垫的应力时程曲线<sup>[81]</sup>

Fig. 20 The time history of stress in the foam pads of different thicknesses<sup>[81]</sup>

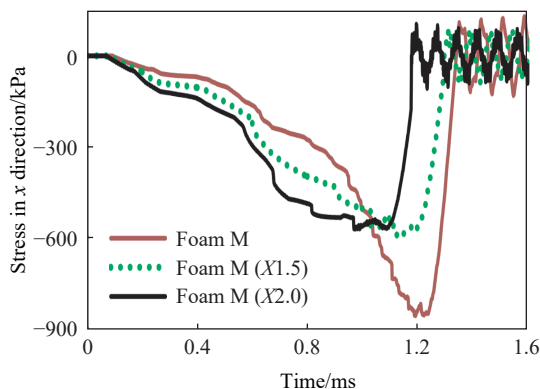


图 21 不同性能泡沫垫中应力的时间历程<sup>[81]</sup>

Fig. 21 The time histories of stress in the foam pads with different properties<sup>[81]</sup>

Valverde-Marcos 等<sup>[82]</sup>研究了排爆头盔在不同爆炸载荷作用下的力学响应,如图 22 所示。这种头盔除了在头部封闭性较好外,还在头部四周设计了包裹性较好、覆盖面积较大的双层衬垫系统防护爆炸伤。衬垫包括硬质衬垫和软质衬垫两种。排爆头盔对 681 mm 距离下 100 g TNT 爆炸载荷有良好的防护效果。装备排爆头盔降低了损伤评估指标的最大值:在大脑重心处,加速度降低了 80%;以头部伤害标准(head injury criterion, HIC)为指标,降低了 95%;以颅内压(intracranial pressure, ICP)为指标,降低了 70%,小脑应变降低了 60%。研究表明:排爆头盔降低了士兵受伤的严重程度,在相同的载荷条件下,不戴头盔的士兵极有可能致死或受到严重伤害;而穿戴头盔的士兵受到伤害的概率降低,且伤害是轻微和局部的。



图 22 排爆头盔模型<sup>[82]</sup>

Fig. 22 Explosive ordnance disposal helmet model<sup>[82]</sup>

#### 4.2.3 面部补充构型设计

上述研究主要基于防护材料与悬挂系统对原有头盔进行改进,没有增加对面部的防护功能。由于



冲击波在眼部凹陷区的反射叠加, 眼部所承受的冲击波压力峰值会放大 3~4 倍<sup>[37]</sup>, 从而对脆弱的眼部组织造成严重威胁。为了避免冲击波直接作用于面部组织, 研究者提出了增加面部补充构型的解决方案。

Rodríguez-Millán 等<sup>[53]</sup> 通过头盔、眼部防护装置, 以及下颞部防护装置等组件的相互组合(头盔+眼部防护装置、头盔+下颞部防护装置和头盔+眼部防护装置+下颞部防护装置), 研究了不同防护组合对爆炸冲击波的防护效果, 如图 23 所示。该研究分别选用颅内压、脑主应变、脑剪切应变、Mises 应力作为颅脑损伤指标, 评价不同装备的防护效果: 以脑主应变和脑剪切应变作为损伤指标, 在 3 种防护组合(头盔+眼部防护装置、头盔+下颞部防护装置和头盔+眼部防护装置+下颞部防护装置)下, 颅脑都不会发生损伤; 而采用颅内压与 Mises 应力的损伤阈值进行评价时, 颅脑则容易出现损伤。图 24 中对比显示了不同防护装置组合的防护效果, 两个防护装置(眼部防护装置与下颞部防护装置)与头盔结合所构成的防护组合(完整保护系统)具有最优的防护效果。而单个防护组件与头盔结合的防护组合, 对应的防护效果并不理想。完整保护系统可以使颅内压力降低至无保护系统的五分之一, 对应的颅骨 Mises 应力最大值为 12 MPa, 远小于颅骨破坏的阈值 65 MPa, 防止了颅骨裂缝的出现。通过增加封闭式的防护构型, 阻断爆炸冲击波与头面部之间的直接作用过程, 并基于防护系统的变形、运动以及其他机制对冲击波能量进行转移、耗散, 从而显著降低颅脑损伤程度。

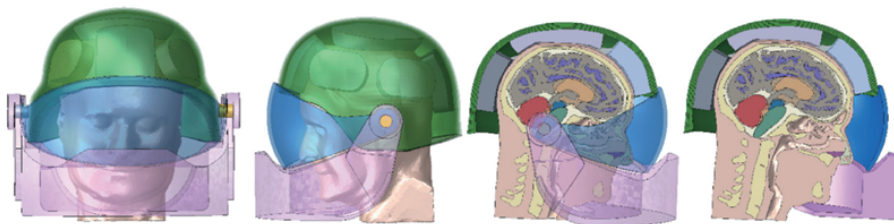


图 23 全系统头部防护(头盔+眼部防护装置+下颞部防护装置)<sup>[53]</sup>

Fig. 23 Full system head protection (helmet + visor + mandibular shield)<sup>[53]</sup>

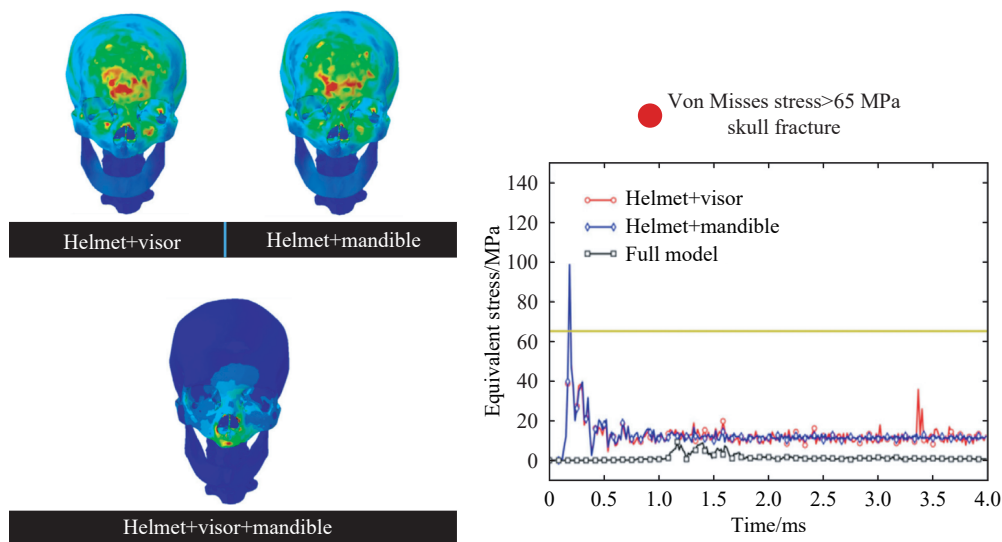


图 24 不同头部防护组合的效果对比<sup>[53]</sup>

Fig. 24 Comparison of the effects of different head protection combinations<sup>[53]</sup>

Tse 等<sup>[83]</sup> 基于多层结构设计的防护面罩构型如图 25 所示。由于多层复合材料的阻抗不匹配特性, 可进一步提升防护面罩对爆炸冲击波的防护效果。该研究对比分析了无防护面罩、单层聚碳酸酯防护

面罩、含有 0.6 mm 厚气凝胶的 3 层聚碳酸酯防护面罩、含有 1.2 mm 厚气凝胶的 3 层聚碳酸酯防护面罩和 5 层聚碳酸酯-气凝胶防护面罩等 5 种结构形式对 bTBI 的防护效果, 以颅内压、颅骨的 Mises 应力作为损伤评价指标。防护面罩能增强头盔的防护效应, 对应的损伤指标均能明显改善, 如图 26 所示。其中, 5 层防护面罩的防护效果最优, 对应的额叶区颅内压由 153.5 kPa 衰减到 109.9 kPa, 顶叶区颅内压由 154.4 kPa 衰减至 109.8 kPa, 衰减幅度达 30%。

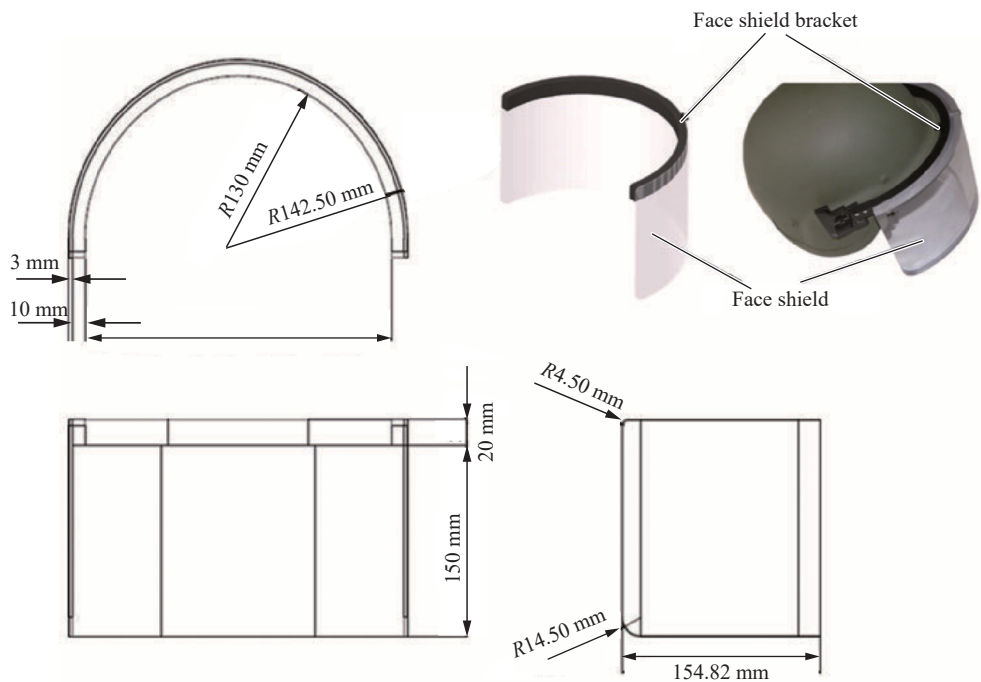
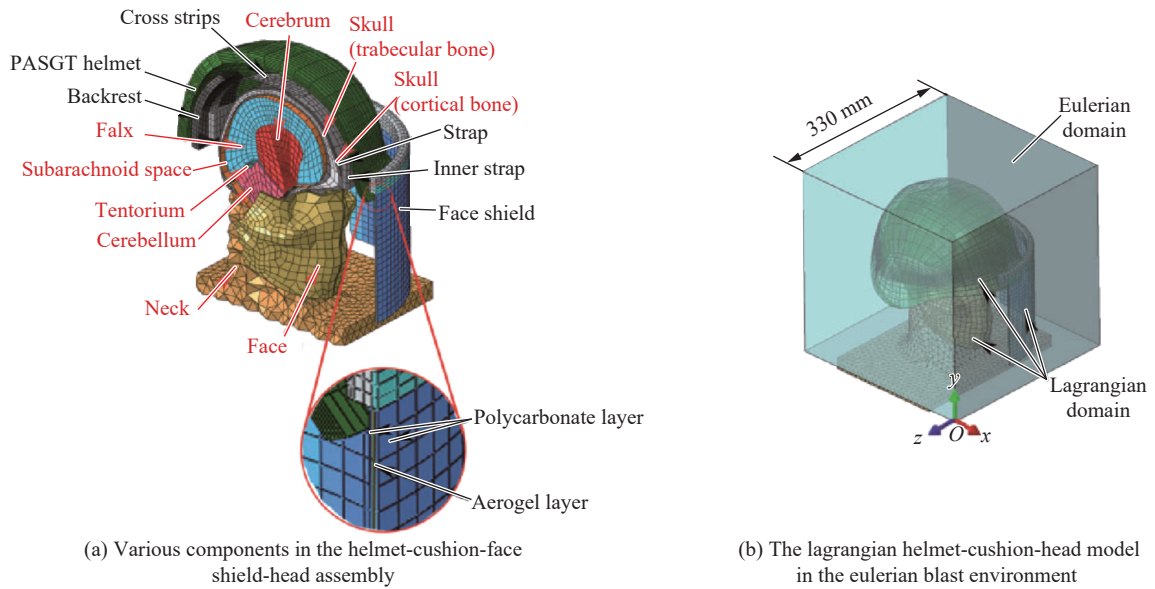
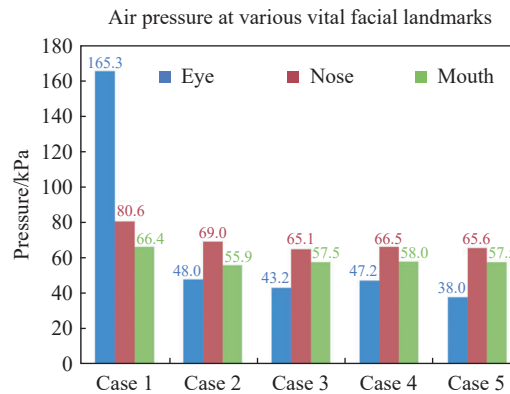


图 25 装备多层防护面罩头盔的仿真模型<sup>[83]</sup>

Fig. 25 Simulation model of helmet equipped with a multi-layer face shield<sup>[83]</sup>

上述研究表明, 在头部防护系统中引入面部补充结构并进行优化设计, 对提高头盔的冲击波防护性能具有重要作用。

图 26 面部结构防护效果对比<sup>[83]</sup>Fig. 26 Comparison of the facial protective effects<sup>[83]</sup>

### 4.3 小结

由于目前头盔对爆炸载荷下的头部防护能力不足, 需要根据 bTBI 致伤机制对现有头部保护系统进行改进与补充, 通过力学评估指标, 如颅内压力、颅骨应变、加速度等, 评估防护系统的有效性。防护研究以冲击波致颅脑损伤的载荷或能量传递路径入手, 对头部进行全面、封闭性的保护, 一方面, 从波传播机制入手, 尽可能减小冲击波对头部的直接作用效果, 另一方面, 从颅骨变形和加速度机制入手, 将机械能量在空间和时间上均匀化, 从而达到降低峰值的效果。具体来说, 目前对于头部防护系统的改善主要集中在对于结构和材料的改进, 并通过添加防护构件, 阻断冲击波与头面部之间的直接作用路径。

在材料改进方面, 主要采用聚脲、聚氨酯弹性体、Kevlar 和碳纳米管复合材料等新型材料来提高头盔的防爆性能。此外, 通过在头盔与头部之间增加缓冲吸能装置(如泡沫垫块)、悬挂网状系统等, 减少头盔等保护组件施加于头部的载荷。虽然通过对材料和缓冲系统的改进取得了一定的防护效果, 但并没有完全解决 bTBI 的防护问题。仅采用头盔保护的最大问题在于将面部的大面积区域暴露于爆炸场中, 与爆炸冲击波发生直接作用, 这对于降低脑损伤是极为不利的。为解决这个问题, 需要添加面部防护组件, 增加头部防护系统的密闭性。在头部保护系统封闭性较强的情况下, 流场施加的外载绝大部分都作用在头盔上, 此时, 头盔与头部之间的减振和缓冲系统的改进效果会更加显著。总之, 需要多种手段相结合, 如上述研究中同时利用面部防护和材料改进, 才能提升头部保护系统的综合防护效能, 实现多个损伤指标如颅内压、加速度等同时都有较大的衰减<sup>[82]</sup>, 有效降低爆炸载荷下的头部伤害。

## 5 总结和展望

系统综述了近年来在颅脑爆炸伤致伤机制、评价方法和防护设计 3 方面的研究进展。在研究手段上, 由于伦理学要求, 人体爆炸载荷试验难以开展, 因此必须发展数值模拟、物理模型实验、临床病理学及动物实验相结合的研究方法。数值模拟需要建立高精度流固耦合模型以反映爆炸冲击波与颅脑的复杂相互作用过程。物理模型实验的关键是制备具有颅脑生理特征、类脑软材料的头部模型。动物实验方面最重要的是建立爆炸载荷下动物脑损伤与人脑损伤的对照关系。在 3 种研究手段中, 数值模拟为物理模型实验提供指导, 物理模型实验能够验证数值模拟的合理性, 两者均可与病理学及动物实验结果形成对照。综合利用这 3 种研究手段可以理解爆炸冲击波与颅脑的作用过程, 揭示冲击波颅脑致伤的机制, 通过 3 种手段的对照可以形成与医学致伤评级结合的力学评估指标和阈值模型。最终, 以致伤机制和损伤阈值模型为基础设计新型防护结构, 指导设计新一代防护装备。

在颅脑爆炸伤致伤机制方面, 详细介绍了波传播、颅骨变形、空化、躯干压缩等致伤机制。在这些机制中究竟哪一种机制主导了脑部伤害, 目前的研究还没有给出统一结论。其中应力波传播、颅骨弯曲变形等应该作为研究重点。此外, 还给出了与致伤机制对应的包括颅骨应变、颅内压、加速度等相关力

学指标和阈值模型。

在防护策略方面, 基于上述提到的波传播、颅骨变形、加减速所导致的颅脑损伤机制, 提出了头部防护系统改进的方案, 具体包括: 基于新型防护冲击波材料的头盔系统改进; 选择缓冲系统材料和设计头盔系统; 增加头部保护系统的封闭性, 添加面部补充构型, 避免头面部与流场的直接作用。

如前所述, bTBI 研究是涉及多学科交叉、多物理场耦合及短时和长时效应共存的复杂问题。目前, 该领域研究中尚存在诸多问题需要深入探讨, 包括以下几个方面。

(1) 颅脑爆炸伤的多尺度研究。目前的研究大都在较为宏观的尺度下进行, 而 bTBI 本身是多尺度问题, 需要在不同尺度、不同层次描述颅脑力学、生理学等行为, 比如需要考虑轴突走向的层级、神经损伤的生理过程, 以及各个尺度下大脑的损伤发展过程。

(2) 致伤指标及阈值的精确测量和验证。目前针对致伤指标和阈值的测试和验证都基于局部力学量的空间粗略测量, 若要获得更可靠的验证, 需要采用更高分辨率的体内或原位测量, 这对数值模型的精度及物理模型的测试方法提出了更高的要求。

(3) 致伤机制、评估及防护的一体化研究。基于 bTBI 致伤机理研究, 建立“冲击波-头盔-颅脑”流固耦合作用物理模型和防护效果评估模型, 构建面向 bTBI 的测试评估平台, 研发一体化综合防护装备。

(4) 头部保护系统轻量化设计研究。头部保护系统设计过程中, 质量和便携性是设计上的限制。在设计中需要确认质量设计的上限, 为设计提供具体的范围。另外, 由于头部保护的重要性的质量限制, 可以通过头部保护系统和身体保护系统的一体化设计突破质量限制, 比如采用将头盔系统支撑于肩部的方式, 提高士兵头部保护系统质量上限, 对于颈部也会起到更好的保护作用。

## 参考文献:

- [1] MAAS A I R, MENON D K, ADELSON P D, et al. Traumatic brain injury: integrated approaches to improve prevention, clinical care, and research [J]. *The Lancet Neurology*, 2017, 16(12): 987–1048. DOI: 10.1016/S1474-4422(17)30371-X.
- [2] PHIPPS H, MONDELLO S, WILSON A, et al. Characteristics and impact of U. S. military blast-related mild traumatic brain injury: a systematic review [J]. *Frontiers in Neurology*, 2020, 11: 559318. DOI: 10.3389/fneur.2020.559318.
- [3] TANIELIAN T, HAYCOX L H, SCHELL T L, et al. Invisible wounds of war. summary and recommendations for addressing psychological and cognitive injuries: ADA480992 [R/OL]. Santa Monica: Rand Corp, 2008. [2021-02-03]. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA480992>.
- [4] 马奔, 李文静. 天津港“8·12”事故应急合作网络与协同应对 [J]. *国家行政学院学报*, 2017(4): 91–96. DOI: 10.3969/j.issn.1008-9314.2017.04.015.
- [5] 康清清, 顾勤平, 周昱辰, 等. 江苏响水“3·21”特大爆炸事故的地震学鉴别和当量估计 [C] // 2019 年中国地球科学联合学术年会论文集 (二十). 北京: 中国和平音像电子出版社, 2019.
- [6] 谢忠设. 危化品车辆运输, 该怎么疏通最后一公里? [J]. *中国石油和化工*, 2020(9): 60–63. DOI: 10.3969/j.issn.1008-1852.2020.09.018.
- [7] 徐唯, 宋瑛, 梁爱民, 等. 特大爆炸事故幸存者创伤后应激障碍的初步研究 [J]. *中国心理卫生杂志*, 2003, 17(9): 603–606. DOI: 10.3321/j.issn:1000-6729.2003.09.008.
- [8] MOORE D F, RADOVITZKY R A, SHUPENKO L, et al. Blast physics and central nervous system injury [J]. *Future Neurology*, 2008, 3(3): 243–250. DOI: 10.2217/14796708.3.3.243.
- [9] MILLER T C, ZWERDLING D. Brain injuries remain undiagnosed in thousands of soldiers [DB/OL]. (2010-06-07)[2021-02-03]. <https://www.propublica.org/article/brain-injuries-remain-undiagnosed-in-thousands-of-soldiers>.
- [10] KOBEISSY F H. Brain neurotrauma: molecular, neuropsychological, and rehabilitation aspects [M]. Boca Raton: CRC Press, 2015.
- [11] TEASDALE G, JENNETT B. Assessment and prognosis of coma after head injury [J]. *Acta Neurochirurgica*, 1976, 34(1): 45–55. DOI: 10.1007/BF01405862.
- [12] DAL CENGIO LEONARDI A, BIR C A, RITZEL D V, et al. Intracranial pressure increases during exposure to a shock wave [J].

- Journal of Neurotrauma*, 2011, 28(1): 85–94. DOI: 10.1089/neu.2010.1324.
- [13] DAL CENGIO LEONARDI A, KEANE N J, BIR C A, et al. Head orientation affects the intracranial pressure response resulting from shock wave loading in the rat [J]. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(15): 2595–2602. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.024.
- [14] DAL CENGIO LEONARDI A, KEANE N J, HAY K, et al. Methodology and evaluation of intracranial pressure response in rats exposed to complex shock waves [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, 41(12): 2488–2500. DOI: 10.1007/s10439-013-0850-2.
- [15] BAUMAN R A, LING G, TONG L, et al. An introductory characterization of a combat-casualty-care relevant swine model of closed head injury resulting from exposure to explosive blast [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2009, 26(6): 841–860. DOI: 10.1089/neu.2008.0898.
- [16] BOLANDER R, MATHIE B, BIR C, et al. Skull flexure as a contributing factor in the mechanism of injury in the rat when exposed to a shock wave [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2011, 39(10): 2550. DOI: 10.1007/s10439-011-0343-0.
- [17] MUGGIA-SULLAM M. Blast injury [M]//GULLO A. Anaesthesia, Pain, Intensive Care and Emergency Medicine. Milano: Springer, 2002: 363–368. DOI: 10.1007/978-88-470-2099-3\_34.
- [18] CHOI C H. Mechanisms and treatment of blast induced hearing loss [J]. *Korean Journal of Audiology*, 2012, 16(3): 103–107. DOI: 10.7874/kja.2012.16.3.103.
- [19] SHUPAK A, DOWECK I, NACHTIGAL D, et al. Vestibular and audiometric consequences of blast injury to the ear [J]. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 1993, 119(12): 1362–1367. DOI: 10.1001/archotol.1993.01880240100013.
- [20] DE RÉGLOIX S B, CRAMBERT A, MAURIN O, et al. Blast injury of the ear by massive explosion: a review of 41 cases [J]. *Journal of the Royal Army Medical Corps*, 2017, 163(5): 333–338. DOI: 10.1136/jramc-2016-000733.
- [21] QURESHI T A, AWAN M S, HASSAN N H, et al. Effects of bomb blast injury on the ears: the Aga Khan University Hospital experience [J]. *The Journal of the Pakistan Medical Association*, 2017, 67(9): 1313–1317.
- [22] AKULA P, HUA Y, GU L X. Blast-induced mild traumatic brain injury through ear canal: a finite element study [J]. *Biomedical Engineering Letters*, 2015, 5(4): 281–288. DOI: 10.1007/s13534-015-0204-0.
- [23] SHUKER S T. Maxillofacial air-containing cavities, blast implosion injuries, and management [J]. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2010, 68(1): 93–100. DOI: 10.1016/j.joms.2009.07.077.
- [24] HAXEL B R, GRANT L, MACKAY-SIM A. Olfactory dysfunction after head injury [J]. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 2008, 23(6): 407–413. DOI: 10.1097/01.htr.0000341437.59627.ec.
- [25] XYDAKIS M S, MULLIGAN L P, SMITH A B, et al. Olfactory impairment and traumatic brain injury in blast-injured combat troops: a cohort study [J]. *Neurology*, 2015, 84(15): 1559–1567. DOI: 10.1212/WNL.0000000000001475.
- [26] AKULA P K, HUA Y, GU L X. Role of frontal sinus on primary blast-induced traumatic brain injury [J]. *Journal of Medical Devices*, 2013, 7(3): 030925. DOI: 10.1115/1.4024492.
- [27] DEMAR J, SHARROW K, HILL M, et al. Effects of primary blast overpressure on retina and optic tract in rats [J]. *Frontiers in Neurology*, 2016, 7: 59. DOI: 10.3389/fneur.2016.00059.
- [28] KOLIATSOS V E, CERNAK I, XU L Y, et al. A mouse model of blast injury to brain: initial pathological, neuropathological, and behavioral characterization [J]. *Journal of Neuropathology & Experimental Neurology*, 2011, 70(5): 399–416. DOI: 10.1097/NEN.0b013e3182189f06.
- [29] WANG H C H, CHOI J H, GREENE W A, et al. Pathophysiology of blast-induced ocular trauma with apoptosis in the retina and optic nerve [J]. *Military Medicine*, 2014, 179(S8): 34–40. DOI: 10.7205/MILMED-D-13-00504.
- [30] CHOI J H, GREENE W A, JOHNSON A J, et al. Pathophysiology of blast-induced ocular trauma in rats after repeated exposure to low-level blast overpressure [J]. *Clinical & Experimental Ophthalmology*, 2015, 43(3): 239–246. DOI: 10.1111/ceo.12407.
- [31] FIEVISOHN E, BAILEY Z, GUETTLER A, et al. Primary blast brain injury mechanisms: current knowledge, limitations, and future directions [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2018, 140(2): 020806. DOI: 10.1115/1.4038710.
- [32] ZHU F, CHOU C C, YANG K H, et al. A theoretical analysis of stress wave propagation in the head under primary blast loading [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2014, 228(5): 439–445. DOI: 10.1177/0954411914530882.
- [33] NYEIN M K, JASON A M, YU L, et al. Reply to Moss et al: military and medically relevant models of blast-induced

- traumatic brain injury vs. ellipsoidal heads and helmets [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2011, 108(17): E83. DOI: 10.1073/pnas.1102626108.
- [34] ROMBA J J, MARTIN P. The propagation of air shock waves on a biophysical model: TM-17-61 [R]. Aberdeen: Human Engineering Lab Aberdeen Proving Ground, 1961.
- [35] 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.
- [36] BOLANDER H G, PERSSON L, HILLERED L, et al. Regional cerebral blood flow and histopathologic changes after middle cerebral artery occlusion in rats [J]. *Stroke*, 1989, 20(7): 930–937. DOI: 10.1161/01.STR.20.7.930.
- [37] LI Z J, DU Z B, YOU X C, et al. Numerical study on dynamic mechanism of brain volume and shear deformation under blast loading [J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2019, 35(5): 1104–1119. DOI: 10.1007/s10409-019-00875-w.
- [38] OEHMICHEN M, MEISSNER C, KÖNIG H G. Brain injury after gunshot wounding: morphometric analysis of cell destruction caused by temporary cavitation [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2000, 17(2): 155–162. DOI: 10.1089/neu.2000.17.155.
- [39] XI X F, ZHONG P. Dynamic photoelastic study of the transient stress field in solids during shock wave lithotripsy [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2001, 109(3): 1226–1239. DOI: 10.1121/1.1349183.
- [40] HONG Y, SARN TINORANONT M, SUBHASH G, et al. Localized tissue surrogate deformation due to controlled single bubble cavitation [J]. *Experimental Mechanics*, 2016, 56(1): 97–109. DOI: 10.1007/s11340-015-0024-2.
- [41] PANZER M B, MYERS B S, CAPEHART B P, et al. Development of a finite element model for blast brain injury and the effects of CSF cavitation [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012, 40(7): 1530–1544. DOI: 10.1007/s10439-012-0519-2.
- [42] CRAMER III H C, ESTRADA J B, SCIMONE M T, et al. Inertial microcavitation as a neural cell damage mechanism in a 3D in vitro model of blast traumatic brain injury [J]. *Biophysical Journal*, 2018, 114(3): 518A. DOI: 10.1016/j.bpj.2017.11.2828.
- [43] 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.
- [44] SALZAR R S, TREICHLER D, WARDLAW A, et al. Experimental investigation of cavitation as a possible damage mechanism in blast-induced traumatic brain injury in post-mortem human subject heads [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2017, 34(8): 1589–1602. DOI: 10.1089/neu.2016.4600.
- [45] 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.
- [46] CHEN Y, HUANG W. Non-impact, blast-induced mild TBI and PTSD: concepts and caveats [J]. *Brain Injury*, 2011, 25(7/8): 641–650. DOI: 10.3109/02699052.2011.580313.
- [47] 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.
- [48] BAIN A C, MEANEY D F. Tissue-level thresholds for axonal damage in an experimental model of central nervous system white matter injury [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2000, 122(6): 615–622. DOI: 10.1115/1.1324667.
- [49] WRIGHT R M, POST A, HOSHIZAKI B, et al. A multiscale computational approach to estimating axonal damage under inertial loading of the head [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2013, 30(2): 102–118. DOI: 10.1089/neu.2012.2418.
- [50] GIORDANO C, KLEIVEN S. Connecting fractional anisotropy from medical images with mechanical anisotropy of a hyperviscoelastic fibre-reinforced constitutive model for brain tissue [J]. *Journal of the Royal Society Interface*, 2014, 11(91): 20130914. DOI: 10.1098/rsif.2013.0914.
- [51] GUPTA R K, TAN X G, SOMAYAJI M R, et al. Multiscale modelling of blast-induced TBI mechanobiology—from body to neuron to molecule [J]. *Defence Life Science Journal*, 2017, 2(1): 3–13. DOI: 10.14429/dlsj.2.10369.
- [52] WARD C, CHAN M, NAHUM A. Intracranial pressure—a brain injury criterion [J]. *SAE Transactions*, 1980: 3867–3880. <https://www.jstor.org/stable/44632636>.
- [53] RODRÍGUEZ-MILLÁN M, TAN L B, TSE K N, et al. Effect of full helmet systems on human head responses under blast loading [J]. *Materials & Design*, 2017, 117: 58–71. DOI: 10.1016/j.matdes.2016.12.081.
- [54] GARCIA-GONZALEZ D, RACE N S, VOETS N L, et al. Cognition based bTBI mechanistic criteria: a tool for preventive and therapeutic innovations [J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 10273. DOI: 10.1038/s41598-018-28271-7.

- [55] KALRA A, ZHU F, FENG K, et al. Development and validation of a numerical model of the swine head subjected to open-field blasts [J]. *Shock Waves*, 2017, 27(6): 947–964. DOI: 10.1007/s00193-017-0760-6.
- [56] ZHU F, CHOU C C, YANG K H, et al. Some considerations on the threshold and inter-species scaling law for primary blast-induced traumatic brain injury: a semi-analytical approach [J]. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2013, 13(4): 1350065. DOI: 10.1142/S0219519413500656.
- [57] ZHU F, SKELTON P, CHOU C C, et al. Biomechanical responses of a pig head under blast loading: a computational simulation [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2013, 29(3): 392–407. DOI: 10.1002/cnm.2518.
- [58] ZHU F, WAGNER C, DAL CENGIO LEONARDI A, et al. Using a gel/plastic surrogate to study the biomechanical response of the head under air shock loading: a combined experimental and numerical investigation [J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2012, 11(3): 341–353. DOI: 10.1007/s10237-011-0314-2.
- [59] ZHU F, MAO H, LEONARDI A D C, et al. Development of an FE model of the rat head subjected to air shock loading [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2010, 54: 211. DOI: 10.4271/2010-22-0011.
- [60] BASS C R, PANZER M B, RAFAELS K A, et al. Brain injuries from blast [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012, 40(1): 185–202. DOI: 10.1007/s10439-011-0424-0.
- [61] COURTNEY M W, COURTNEY A C. Working toward exposure thresholds for blast-induced traumatic brain injury: thoracic and acceleration mechanisms [J]. *Neuroimage*, 2011, 54(S1): S55-S61. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2010.05.025.
- [62] 栗志杰, 由小川, 柳占立, 等. 一种物理头部模型和测试系统: CN201810055338.5 [P]. 2018-06-15.  
LI Z J, YOU X C, LIU Z L, et al. Physical head model and test system: CN201810055338.5 [P]. 2018-06-15.
- [63] NEMAT-NASSER S, AMIRKHIZI A, HOLZWORTH K, et al. Modification and engineering of HSREP to achieve unique properties: block copolymer-based multiscale composites for shock mitigation [J]. *Elastomeric Polymers with High Rate Sensitivity: Applications in Blast, Shockwave, and Penetration Mechanics*, 2015: 319–335. DOI: 10.1016/B978-0-323-35400-4.00009-X.
- [64] 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.
- [65] LIU M D, ZHANG C, LIU W B, et al. A novel rat model of blast-induced traumatic brain injury simulating different damage degree: implications for morphological, neurological, and biomarker changes [J]. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 2015, 9: 168. DOI: 10.3389/fncel.2015.00168.
- [66] RUBOVITCH V, TEN-BOSCH M, ZOHAR O, et al. A mouse model of blast-induced mild traumatic brain injury [J]. *Experimental Neurology*, 2011, 232(2): 280–289. DOI: 10.1016/j.expneurol.2011.09.018.
- [67] DAVIDSSON J, ANGERIA M, RISLING M. Injury threshold for sagittal plane rotational induced diffuse axonal injuries[C] // Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact (IRCOBI). York, UK: SAE, 2009: 43–56.
- [68] RISLING M, SKÖLD M, LARSSON I L, et al. Leakage of S-100 protein after high velocity penetration injury to the brain [C] // Proceedings of the 7th International Neurotrauma Symposium. Adelaide: Medimond, 2004: 119–124.
- [69] CHENG J M, GU J W, MA Y, et al. Development of a rat model for studying blast-induced traumatic brain injury [J]. *Journal of the Neurological Sciences*, 2010, 294(1/2): 23–28. DOI: 10.1016/j.jns.2010.04.010.
- [70] AGOSTON D V, ELSAYED M. Serum-based protein biomarkers in blast-induced traumatic brain injury spectrum disorder [J]. *Frontiers in Neurology*, 2012, 3: 107. DOI: 10.3389/fneur.2012.00107.
- [71] D’HOOGE R, DE DEYN P P. Applications of the Morris water maze in the study of learning and memory [J]. *Brain Research Reviews*, 2001, 36(1): 60–90. DOI: 10.1016/S0165-0173(01)00067-4.
- [72] MORRIS R G M, GARRUD P, RAWLINS J N P, et al. Place navigation impaired in rats with hippocampal lesions [J]. *Nature*, 1982, 297(5868): 681–683. DOI: 10.1038/297681a0.
- [73] FRANKLYN M, LEE P V S. Military injury biomechanics: the cause and prevention of impact injuries [M]. Boca Raton: CRC Press, 2017.
- [74] OJO J O, MOUZON B, ALGAMAL M, et al. Chronic repetitive mild traumatic brain injury results in reduced cerebral blood flow, axonal injury, gliosis, and increased T-tau and tau oligomers [J]. *Journal of Neuropathology & Experimental Neurology*, 2016, 75(7): 636–655. DOI: 10.1093/jnen/nlw035.

- [75] LEE J, JING B B, PORATH L E, et al. Shock wave energy dissipation in catalyst-free poly (dimethylsiloxane) vitrimers [J]. *Macromolecules*, 2020, 53(12): 4741–4747. DOI: 10.1021/acs.macromol.0c00784.
- [76] SARVA S S, DESCHANEL S, BOYCE M C, et al. Stress-strain behavior of a polyurea and a polyurethane from low to high strain rates [J]. *Polymer*, 2007, 48(8): 2208–2213. DOI: 10.1016/j.polymer.2007.02.058.
- [77] PONTALIER Q, LHOUMEAU M, FROST D L. Blast wave mitigation in granular materials [J]. *AIP Conference Proceedings*, 2018, 1979(1): 110014. DOI: 10.1063/1.5044933.
- [78] GRUJICIC M, RAMASWAMI S, SNIPES J S, et al. RETRACTED: potential improvement in helmet blast-protection via the use of a polyurea external coating: combined experimental/computational analyses [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 2020, 234(3): 337–367. DOI: 10.1177/1464420716644472.
- [79] JENSON D, UNNIKRISHNAN V. Multiscale simulation of ballistic composites for blast induced traumatic brain injury mitigation [C] // Proceedings of the ASME 2014 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Montreal: American Society of Mechanical Engineers, 2014. DOI: 10.1115/IMECE2014-40262.
- [80] SINGH D, CRONIN D S. Efficacy of visor and helmet for blast protection assessed using a computational head model [J]. *Shock Waves*, 2017, 27(6): 905–918. DOI: 10.1007/s00193-017-0732-x.
- [81] ZHANG T G, SATAPATHY S S. Effect of helmet pads on the load transfer to head under blast loadings [C] // Proceedings of the ASME 2014 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Montreal: American Society of Mechanical Engineers, 2014. DOI: 10.1115/IMECE2014-37143.
- [82] VALVERDE-MARCOS B, RUBIO I, ANTONA-MAKOSHI J, et al. Numerical analysis of EOD helmet under blast load events using human head model [J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(22): 8227. DOI: 10.3390/app10228227.
- [83] TSE K M, TAN L B, SAPINGI M A B, et al. The role of a composite polycarbonate-aerogel face shield in protecting the human brain from blast-induced injury: a fluid-structure interaction (FSI) study [J]. *Journal of Sandwich Structures & Materials*, 2019, 21(7): 2484–2511. DOI: 10.1177/1099636217733369.

(责任编辑 曾月蓉)