

DOI: 10.11883/bzycj-2024-0205

爆炸冲击波作用下聚脲材料对肺冲击伤防护作用的数值模拟研究*

刘迪^{1,2}, 陈菁¹, 张安强², 赵晓东², 张双博¹, 康建毅¹, 李朝龙³, 曾灵²

(1. 陆军军医大学创伤与化学中毒国家重点实验室, 重庆 400042;

2. 陆军军医大学大坪医院战创伤医学中心, 重庆 400042;

3. 中国科学院重庆绿色智能技术研究院, 重庆 401120)

摘要: 肺冲击伤是爆炸后第一级冲击伤最常见死因, 进行有效防护是减轻伤情、提升救治效能的最优举措。聚脲材料作为躯体防具的研究尚在起步阶段, 本研究通过有限元数值模拟探讨了冲击波作用下聚脲材料对肺脏的防护效应及其对冲击波的衰减特性。首先利用 LS-DYNA 软件模拟冲击波对穿戴防护材料的山羊胸部的直接损伤过程, 然后通过实爆测压数据及肺大体伤情进行有效性验证, 最后利用该冲击波防护后效应有限元计算模型完成聚脲材料对人员肺冲击伤防护效应的评估。结果表明: 右肺朝向爆心时, 冲击波肺损伤应力主要集中在右肺下叶, 防护模型肺脏整体应力较小, 肺所受负压所致肺过牵效应减弱; 聚脲材料能够有效衰减到达皮肤和肺脏表面的超压峰值约 58.8% ($p < 0.05$), 降低胸骨最大线速度约 22.4%, 且随冲击波压强增大衰减能力增强, 从而有效降低肺冲击伤的发生率和严重程度。建立的人员防护效应计算机仿真评估模型为新型防护材料用于人员肺冲击伤的防护效能评估、防护后损伤程度预测提供了方法, 具有重要的军事和社会意义。

关键词: 爆炸冲击波; 肺冲击伤; 聚脲防护; 超压峰值

中图分类号: O389

国标学科代码: 13035

文献标志码: A

Numerical simulation study on the protective effects of polyurea materials against lung blast injuries under blast wave loading

LIU Di^{1,2}, CHEN Jing¹, ZHANG Anqiang², ZHAO Xiaodong², ZHANG Shuangbo¹,

KANG Jianyi¹, LI Chaolong³, ZENG Ling²

(1. State Key Laboratory of Trauma and Chemical Poisoning, Army Medical University, Chongqing 400042, China;

2. Wound Trauma Medical Center, Daping Hospital, Army Medical University, Chongqing 400042, China;

3. Chongqing Institute of Green and Intelligent Technology, Chinese Academy of Sciences, Chongqing 401120, China)

Abstract: Lung blast injury is the most common cause of death from primary blast injuries, and effective protection is crucial for mitigating injuries and improving treatment outcomes. Research on polyurea materials as body armor is still in its early stages. This study conducted numerical simulations to investigate the mechanical response of lungs protected by polyurea under blast wave conditions and the attenuation characteristics of polyurea against blast waves. LS-DYNA was used to simulate the direct damage process of blast waves on the thorax of goats wearing protective materials, and the validity was verified through field pressure data and gross lung injury observations. Finally, the finite element model of blast wave protection effects was used to evaluate the protective effects of polyurea materials on human lung blast injuries. The results

* 收稿日期: 2024-06-27; 修回日期: 2024-09-09

基金项目: 后勤科研重点项目 (BLJ23J006); 军委科技委基础加强计划重点基础研究项目 (ZD-254-05); 陆军特色医学中心人才创新能力培养计划 (ZXYZZKY03)

第一作者: 刘迪 (1993—), 女, 硕士, 助理研究员, heidi678@tmmu.edu.cn

通信作者: 陈菁 (1968—), 女, 博士, 研究员, chenj811@tmmu.edu.cn

showed that when the right lung faces the blast center, the stress from lung injuries is mainly concentrated in the lower lobe of the right lung. The overall stress in the protected lung model is lower, and the lung overtraction effect caused by the negative pressure is weakened. Polyurea materials can effectively attenuate the peak overpressure on the skin and lung surface by approximately 58.8%, reduce the maximum velocity of the sternum by about 22.4%, and enhance attenuation capacity with increasing blast wave pressure, thereby effectively reducing the incidence and severity of lung blast injuries. The established computer simulation evaluation model for personnel protection effects provides a method for evaluating the protective efficacy of new protective materials against lung blast injuries and predicting post-protection injury severity, with significant military and social implications.

Keywords: blast wave; lung blast injury; polyurea protection; peak overpressure

现代战争中由爆炸导致的人员伤亡占人员总伤亡的 66.4%^[1], 肺脏作为含气器官最易受累^[2]。在天津 8.12 特大爆炸事故中, 肺冲击伤发生率为 9.3%^[3], 但被诊断有肺冲击伤的伤员死亡率远高于无肺冲击伤的爆炸伤伤员, 因此原发性肺冲击伤被视为潜在的爆炸伤严重程度的标志。冲击波到达肺脏时诱发生成的应力波导致肺泡破裂、撕裂、内爆, 是导致爆炸死亡的最致命因素^[4]。因此, 施以有效防护、减少肺脏对冲击波能量的直接吸收是降低肺冲击伤致死率的最明智的选择^[5]。

对肺冲击伤防护的本质是探寻有效措施以实现冲击波能量的转换耗散。聚脲材料可以加速冲击波的衰减、增强建筑构件的抗爆性能^[6-7], 成为开发爆炸复合伤防具的理想选择。然而, 评估聚脲材料作为躯干防具的防护性能面临诸多挑战。在爆炸伤评估研究中, 基于损伤相似性原则, 肺冲击伤研究通常选用肺对冲面积及肺冲击伤阈值均与人相似的羊作为试验对象^[8-9]。但实爆试验受弹药来源的客观限制, 无法进行大量重复实验^[10]。此外, 动物活体力学测试也存在诸多局限性: 首先, 肺脏这类含气组织不能埋置传感器; 其次, 基于活体动物的力学测试均为有创测试, 为保持试验动物的存活和生理状态, 只能在特定部位安装有限数量的测试传感器, 难以获知冲击压力的传导和分布特点。基于有限元分析的数值仿真模型, 可以更准确、全面地分析聚脲材料对冲击波的衰减作用, 以及肺脏在防护材料下对冲击波的力学响应特点^[11], 为后续聚脲材料在人员防护装备中的应用提供重要依据。

本研究基于山羊胸部 CT (computed tomography) 图像构建了山羊胸部聚脲防护有限元模型, 利用流固耦合构建冲击波加载试验动物防护后效应有限元计算模型, 并通过现场实爆试验数据进行有效性验证, 将相应的模式、参数加载到人员有限元模型上, 获得聚脲材料对人员肺冲击伤的防护效应有限元模型, 确立不同工况下聚脲材料对人体的防护效能。

1 模型建立

首先基于实爆试验结果建立山羊肺冲击伤损伤模型, 研究中使用 win10 操作系统, 硬件平台为 HP Z840, 以 cm-g- μ s 单位制建立有限元分析模型, 压力单位为 kPa。计算方式采用 LS-DYNA 完全流固耦合算法, 通过关键字 (CONSTRAINED_LAGRANGE_IN_SOLID) 进行控制, 对计算区域进行单元离散后利用显式积分求解。

1.1 山羊胸部聚脲材料防护有限元模型建立

将山羊 CT 扫描数据导入 Mimics 21 软件, 利用阈值分割法得到由心脏、肺、骨骼(胸骨、肋骨和脊椎)、表皮 4 部分组成的山羊胸部有限元模型共 468 424 个六面体单元。胸廓骨骼采用弹性材料模型, 其中胸骨和肋骨参照 Caruso 等^[12]的研究结果, 脊柱参照 Wang^[13] 和 Duck^[14] 的测试数据; 脏器(心脏、肺脏)以及皮肤则采用 Saraf 等^[15] 通过改良的分离式霍普金森压杆测得的黏弹性材料参数。应力变量采用线性黏弹性假设, 如下式所示:

$$\sigma_{ij} = 2 \int_0^t \phi(t-\tau) \left[\frac{\partial \varepsilon_{ij}(\tau)}{\partial \tau} \right] d\tau \quad (1)$$

式中: σ_{ij} 为偏应力张量, ϕ 为剪切松弛模量, τ 为松弛时间, ε_{ij} 为应变率。剪切松弛模量的表达式为:

$$\phi(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (2)$$

式中: G_0 为短期剪切模量, G_{∞} 为长期剪切模量, β 为衰减常数。

在模型中, 由弹性体积模量 K 和体积 V 计算压力 p :

$$p = K \ln V \quad (3)$$

屈服强度 σ_y 按下式计算:

$$\sigma_y = \sigma_0 + E_h \bar{\epsilon}_p + (a_1 + Pa_2) \max [P, 0] \quad (4)$$

式中: σ_0 为初始屈服应力, E_h 为塑性硬化模量, $\bar{\epsilon}_p$ 为有效塑性应变, a_1 、 a_2 和 P 为应变率参数。

根据弹性模量 E 和切线模量 E_t 可计算塑性硬化模量 E_h :

$$E_h = \frac{E_t E}{E - E_t} \quad (5)$$

此外, 为了简便运算, 我们将除骨骼和内脏以外的所有组织统一视为肌肉组织, 并赋予其相应的材料特性, 详见表 1, 表中 ρ 为密度, ν 为泊松比。

在胸部躯干外添加防护具模型模拟聚脲材料防护具, 为了最大限度保证防护材料与表皮的贴合, 防护材料的几何模型利用表皮的轮廓生成曲面, 进而在轮廓曲面上创建六面体网格, 网格数量为 20 898 个。聚脲材料有弹性和塑性变形行为, 其材料模型采用 LS-DYNA 软件中 MAT24 模型^[9, 14], 具体参数见表 2。MAT24 模型是分段线性塑性模型, 用于描述具有应变率效应的材料, 该模型可以使用 Cowper-Symonds 理论, 通过动态放大系数来考虑应变率效应。应变效应公式^[16] 如下:

$$\sigma_y = \sigma_{y0}(1 + (\dot{\epsilon}/C)^D) \quad (6)$$

式中: σ_y 为动态屈服应力, σ_{y0} 为静态屈服应力, $\dot{\epsilon}$ 为应变率, C 和 D 为 Cowper-Symonds 模型的材料常数。

山羊穿戴防护材料有限元模型如图 1 所示, 由防护材料模型和山羊胸部模型组成, 防护材料与山羊胸部的接触方式设置为单面自动接触。

表 1 山羊胸部各组织的材料特性

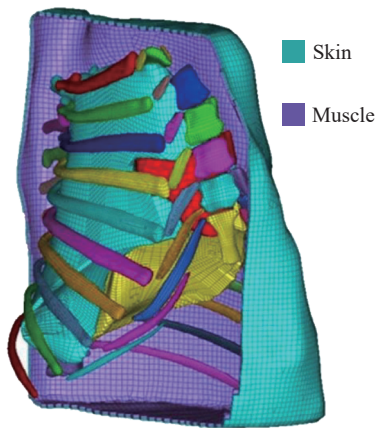
Table 1 Material properties of various tissues in the goat thorax

组织	$\rho/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	K/MPa	G_0/kPa	G_{∞}/kPa	β/s^{-1}	E/MPa	ν
胸骨	1250					9500	0.25
软骨	1070					2.5	0.4
肋骨	1080					9500	0.2
脊柱	1330					355	0.26
心脏	1000	744	67	65	0.1		
肺脏	600	744	67	65	0.1		
皮肤组织	1300	4000	200	195	0.1		

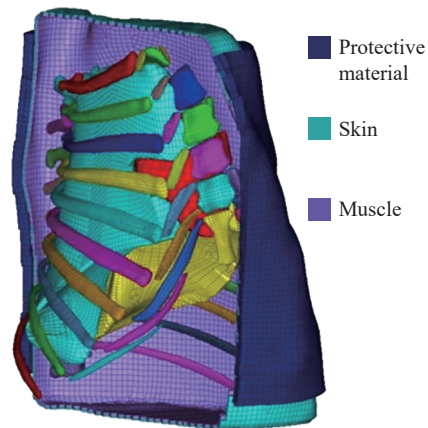
表 2 防护材料的材料特性参数

Table 2 Material properties of protective materials

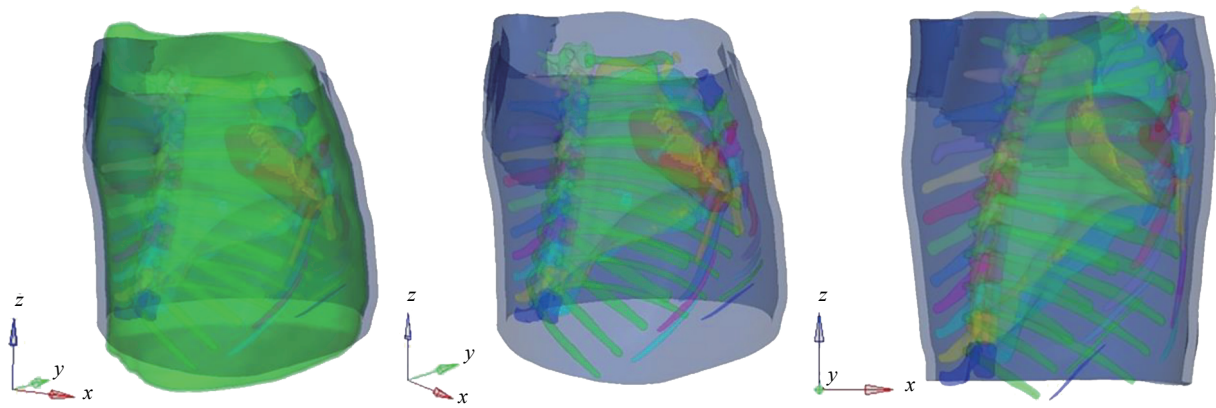
材料模型	$\rho/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	ν	E/MPa	C/s^{-1}	D
MAT24	1070	0.465	150	98.16	4.52



(a) Cross-sectional view of the goat thorax finite element model



(b) Cross-sectional view of the goat thorax finite element model wearing protective material



(c) Perspective view of the goat finite element model wearing protective material

图 1 山羊胸部有限元模型

Fig. 1 Finite element models of the goat thorax

1.2 冲击波加载与约束条件

山羊肺冲击伤损伤模型由压力施加域、空气域和山羊胸部组成,通过直接施加压力边界条件的方式模拟冲击波的加载过程。在有限元前处理软件 ICM (integrated computer-aided engineering and manufacturing) 中创建界面 $380\text{ mm}\times 500\text{ mm}$ 、纵深 420 mm 的立方体,共划分 79 800 个六面体实体单元作为空气域,空气域边界为无反射边界,模拟无限大区域,用空材料模型 (MAT_NULL) 以及线性多项式状态方程 (EOS_LINEAR_POLYNOMIAL) 进行描述,材料密度为 1.293 kg/m^3 ,动态黏性系数设置为 $0^{[17]}$ 。预设压力-时间曲线对边界施加压力波,将有/无防护的山羊胸部有限元模型置于空气域中,模拟旷场实爆试验,冲击波加载方向设置为胸部右侧正对压力源(图 2),施加压力源压力 p_s 为 100、300、400、500 和 700 kPa,压力持续时间为 1 ms。

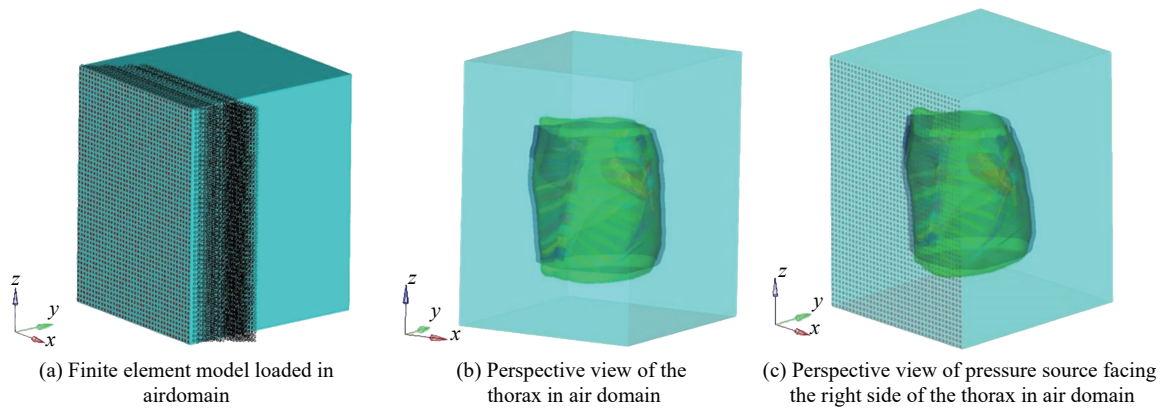


图 2 压力源正对胸部右侧的冲击波加载模型

Fig. 2 The blast wave loading model with a pressure source facing the right side of the thorax

1.3 模型有效性的验证

在旷场实爆试验中,8 kg TNT 当量爆炸源固定在距地面 1 m 高处,山羊右侧朝向爆心,距离爆心 4 m。测压装置采用圆盘状动态应力传感器(量程为 2 MPa,灵敏度为 $2.4965\sim 2.4980\text{ mV/kPa}$),固定在防护材料外侧,并在麻醉状态下,对山羊胸部备皮、消毒、切开约 2 cm 大小的切口,传感器埋在动物皮下,结扎固定并缝合。传感器检测面均正对爆心,与冲击波传播方向垂直,山羊胸部材料内外的 2 个传感器放置位置无空间重合(图 3),采集装置为动态采集仪(江苏东华公司 DH5960N),位于防爆屋内。将数值模拟结果与实爆试验进行对比,8 kg TNT 当量的爆炸源产生的冲击波在 4 m 处到达防护山羊胸部材料表面的

超压峰值为 538.3 kPa, 材料后为 188.2 kPa, 衰减了 65.0%。在加载 500 kPa 冲击波超压的工况下, 无防护的胸部模型皮肤的超压峰值为 494.35 kPa, 有防护模型的胸部有限元模型防护材料前后的压力峰值分别为 540.35 和 152.11 kPa, 有防护相对于无防护冲击波衰减了 69.2%, 有防护时, 数值模拟模型与实爆试验模型到达山羊胸部材料表面的压力误差为 0.38%, 对冲击波的衰减误差为 6.5%, 在允许的误差范围内。

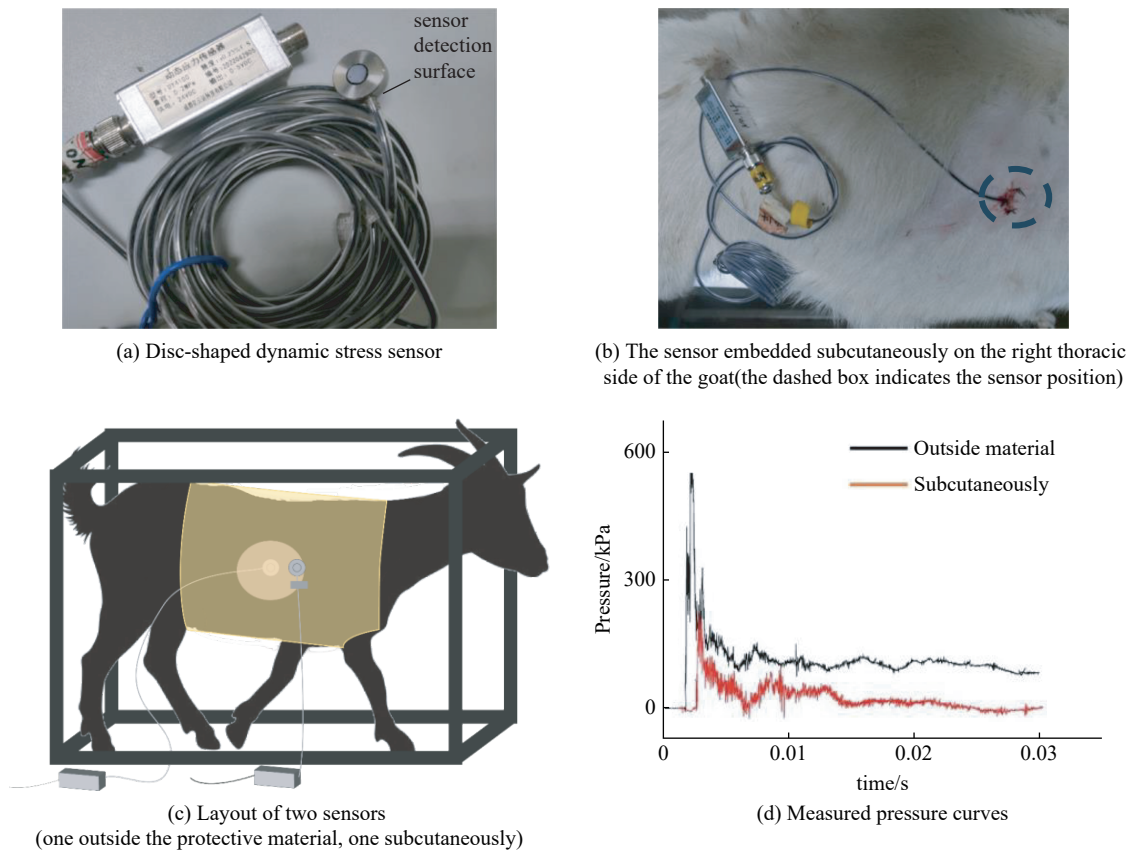


图 3 实爆试验传感器测压示意图及测压曲线

Fig. 3 Diagrams of sensor detection in live explosion test and measured pressure curves

此外, 爆炸冲击波加载后, 肺冲击伤有限元模拟结果中, 最大应力集中在右肺, 尤以右肺下叶边缘最甚。现场实爆试验的大体解剖结果也显示无防护组山羊, 肺损伤右肺重于左肺, 以右肺下叶为重, 防护组山羊, 仅在右肺下叶边缘出现稍许损伤(图 4)。无论是测压数据还是生物损伤效应, 仿真结果和实爆

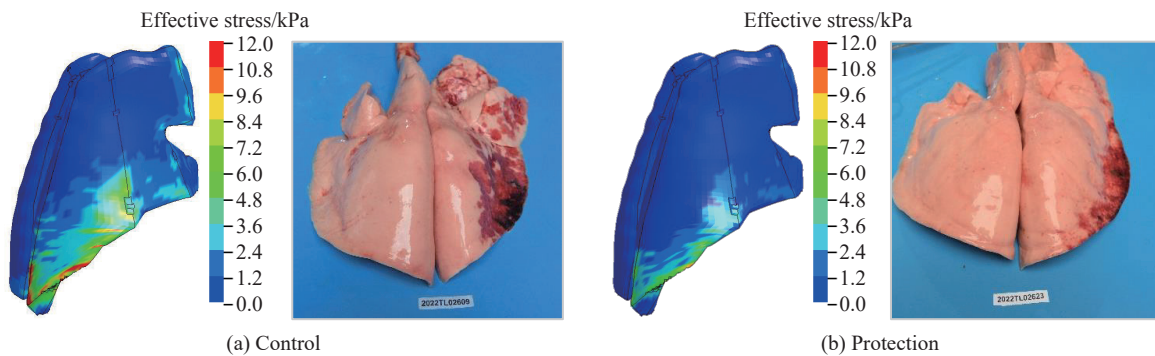


图 4 500 kPa 工况下山羊有限元模型肺最大应力云图与旷场实爆实验 4 m 处山羊肺大体损伤情况对比

Fig. 4 Comparison of lung stress cloud diagram of goat finite element model under 500 kPa condition and gross lung injury in field explosion test at 4 m

试验都有较好的一致性,说明了本次数值模拟的各种参数、工况条件的设定都相对合理。可将防护材料、工况设置加载到人员有限元模型进行计算分析达到预测目的。

1.4 人体模型加载

用上述经过验证的冲击波加载山羊胸部有限元模型的建模方法和算法,以陆军军医大学“中国数字化可视化人体”连续断层图像为源数据^[18],构建中国成年男性人体胸部有限元模型,模拟不同工况下冲击波对无防护、聚脲防护人体胸部的作用过程。人员胸部模型共划分为 220 390 个六面体网格实体单元,材料描述同表 1,聚脲材料有限元模型同表 2,设置为贴合人员胸廓的聚脲材料模型(图 5),将人员模型置于冲击波加载空气域模型中,胸部正对压力施加域,分别加载压力源为 100、300、400、500 和 700 kPa 等 5 种工况,采用 LS-DYNA 中的完全流固耦合求解。以 100 kPa 冲击波加载过程为例(图 6),0.184 ms 时冲击波开始稳定向前传播,0.364 ms 时到达胸部表面,0.424 ms 时产生围绕胸壁的冲击波,同时其他冲击波继续向前传播,0.980 ms 时正向传播的冲击波完全脱离胸廓。

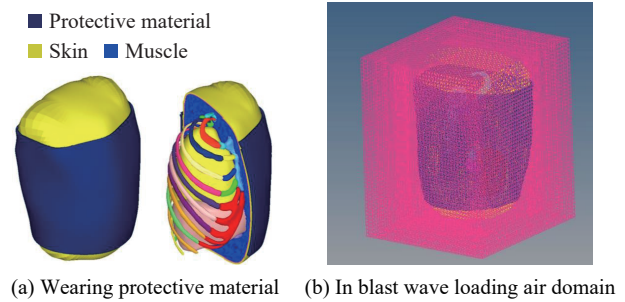


图 5 人员穿戴防护材料的冲击波加载有限元模型
Fig. 5 Finite element models of personnel wearing protective material for blast wave loading

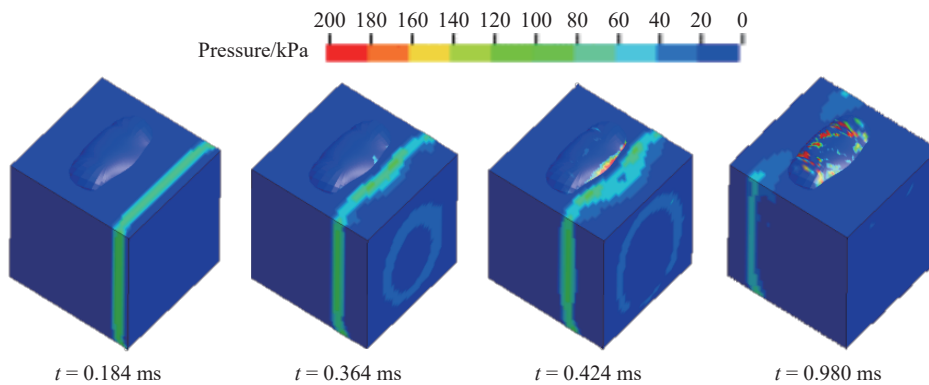


图 6 冲击波加载压力场分布
Fig. 6 Pressure field distribution of blast wave loading

2 数值模拟结果分析

2.1 不同工况肺内力学响应分布

冲击波压力依次通过皮肤、软组织、肋骨传播至肺脏,受压的肺脏与心脏胸壁发生碰撞,产生挤压变形,从而形成应力^[19]。以 100 kPa 工况下肺脏受冲击波作用的应力场分布为例,应力云图如图 7 所示。从图 7(a)可以看出,无防护情况下:0.328 ms 时,肺叶表面由于心脏和胸骨挤压出现应力变化;0.440 ms 时,应力由于组织间相互作用在肺中进一步增强;0.552 ms 时,由于背侧胸廓作用,应力传播至肺背侧面;0.640 ms,应力继续在双肺肺尖传播。从图 7(b)可以看出,有防护情况下,由于防护材料的阻隔,冲击波到达肺脏表面时间延后,0.408 ms 时双肺开始出现应力变化,随后 0.556 ms 时应力在双肺均匀增强,0.638 ms 时应力传播至双肺背侧,0.720 ms 时应力开始消散。与无防护相比,有防护的肺脏由于材料的防护作用,出现应力变化晚,云图呈现更均匀的应力散布模式,整体应力峰值较小。

为了对比不同工况下肺脏力学响应分布,沿冲击波传播方向分别读取右肺表面压力(图 8)、皮下 5 cm 处右肺矢状面压力(图 9),以及肺脏整体应力(图 10)。由于冲击波在穿过肺脏时会产生反射波、透

射波和绕射波, 因此力学响应曲线会出现多个波峰。肺脏表面超压峰值最大, 波峰最多, 在最大压力峰值波峰前, 有透射波产生的小波峰; 随着冲击波的传播, 肺内也逐渐出现力学响应, 远小于右肺表面的超压峰值, 且在肺表面及肺皮下 5 cm 处的肺矢状面, 在出现最大压力峰值前后, 均出现负压, 负压是导致肺泡过度扩张、造成严重肺损伤的主要因素^[20]。在不同的冲击波超压下, 肺不同部位的应力峰值和峰值时间各不相同, 因此肺脏整体峰值应力曲线数值小于右肺表面和右肺矢状面的超压峰值曲线。冲击波压力越大, 肺各部出现最大应力峰值时间越早, 最大应力峰值也越大。

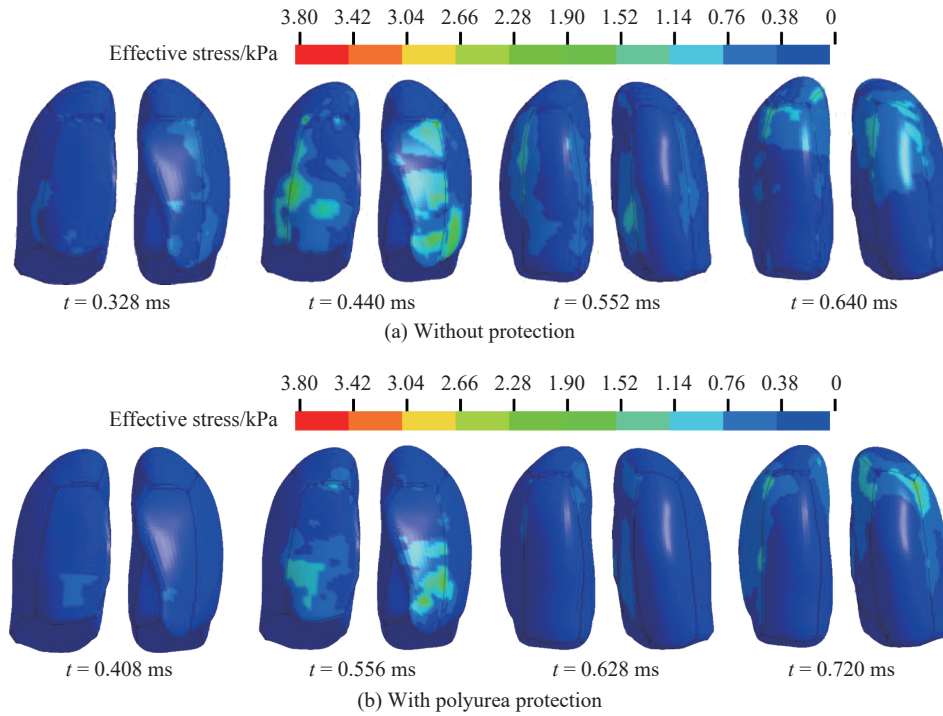


图 7 100 kPa 工况下无/有防护肺脏内应力的传播

Fig. 7 Stress propagation in lung without and with protection under the 100 kPa condition

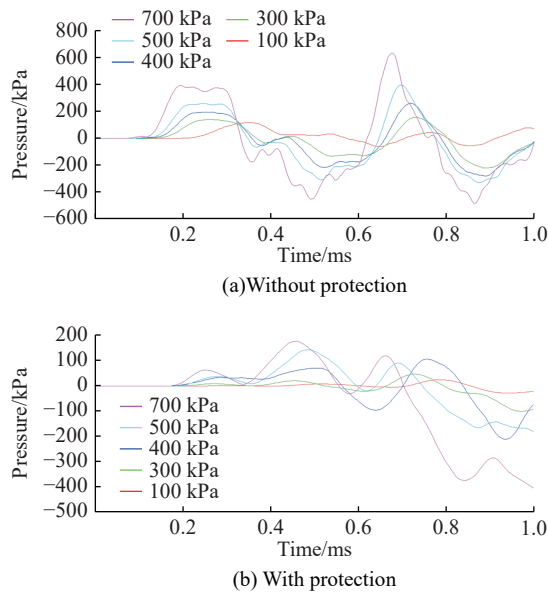
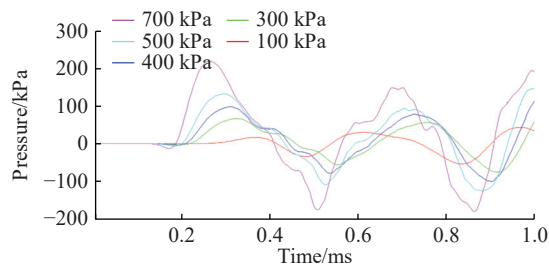
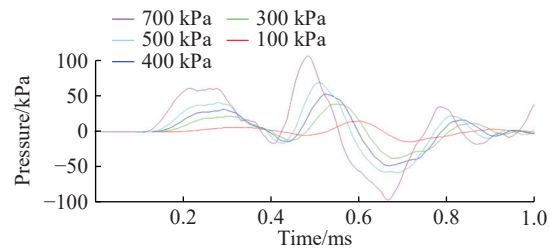


图 8 不同工况下无有防护时肺表面的压力曲线

Fig. 8 Pressure curve near the surface of right lung



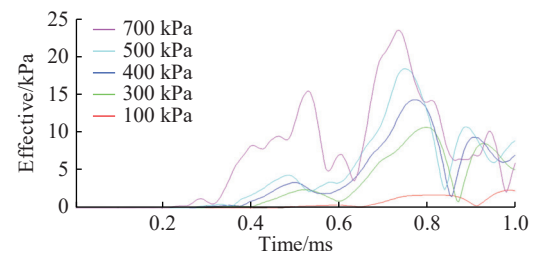
(a) Without protection



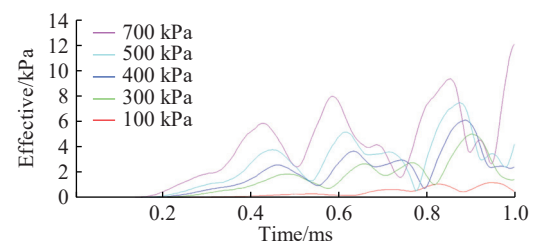
(b) With protection

图 9 皮下 5 cm 处肺矢状面压力曲线

Fig. 9 Pressure curve 5 cm below the skin of right lung



(a) Without protection



(b) With protection

图 10 肺内应力曲线

Fig. 10 Peak lung stress curve

有防护的肺脏力学响应曲线较无防护肺脏力学响应曲线更为延后,起伏缓和,压力峰值更小;防护后的肺各部位压力曲线负压极值变大,减少了冲击波负压所致的肺过度扩张。此外 100~500 kPa 工况下,肺表面最大峰值前的小波峰衰减消失,提示材料耗散了最早穿过肺脏的透射波;300~500 kPa 工况下,随冲击波压强的增大,防护后超压峰值衰减增多,肺内应力的衰减率也随超压增大而增大(表 3)。

表 3 不同工况下人员无/有防护肺脏学响应分布

Table 3 Distribution of intrapulmonary mechanical responses in personnel without and with protection

p_s /kPa	肺表面超压峰值/kPa	肺矢状面超压峰值/kPa	肺峰值应力/kPa
100	117.23/25.55(78.2%)	43.30/15.27(64.7%)	2.35/1.21(48.5%)
300	155.86/47.81(69.3%)	66.58/39.17(41.2%)	10.66/5.05(52.6%)
400	259.60/107.20(58.7%)	113.24/53.30(52.9%)	14.30/6.15(57.0%)
500	395.45/144.60(63.4%)	145.19/69.93(51.8%)	18.38/7.54(59.0%)
700	631.04/178.16(71.8%)	217.42/107.71(50.5%)	23.50/12.19(48.1%)

注: 括号内为有防护相对无防护的衰减百分比。

2.2 人体肺冲击伤防护后效应分析

分别分析不同工况防护前后以及无防护时皮肤超压峰值、肺内压力/应力变化以及胸骨最大线速度,从而评估聚脲材料对冲击波的衰减规律及对人员冲击伤的防护效应。

在比较防护材料对冲击波的衰减率时(表 4),使用无防护皮肤超压峰值或防护材料前超压峰值计算所得结果无统计学差异。分析有防护时聚脲材料对不同超压冲击波的衰减规律,得到衰减率与冲击波载荷正相关的线性函数($R^2 = 0.8943$, $p = 0.0151$)(图 11),即冲击波载荷越大,材料对冲击波的衰减能力越强。在冲击波载荷大于肺损伤阈值时,与无防护相比,在聚脲防护作用下,到达皮肤表面的超压峰值衰减 58.8%,效应量 Cohen's $d > 0.8$,说明聚脲材料对冲击波有较强的衰减作用;到达肺表面超压峰值衰减 68.3%,肺内压力及峰值应力均显著降低(表 3)。冲击波造成肺损伤的阈值为 84.75-101.72 kPa^[17],因此当冲击波超压小于 200 kPa 时,新型聚脲材料可将超压峰值衰减至肺损伤阈值以下,有效防护人员免受肺冲击伤;当冲击波超压达到 100% 致死载荷(483.39~677.73 kPa)^[21]时,该材料仍能将超压峰值衰减至非致命水平,保护人员免于伤亡,显著提高伤员存活率。

表 4 不同工况防护材料前后及无防护模型皮肤处超压峰值对比

Table 4 Comparison of peak overpressure at skin for five conditions with and without protective material

p_0 /kPa	无防护皮肤超压峰值/kPa	有防护材料前超压峰值/kPa	防护材料后超压峰值/kPa
100	128.21(51.5%)	106.69(41.8%)	62.14
300	249.35(49.9%)	217.13(42.5%)	124.91
400	357.10(58.7%)	310.41(52.4%)	147.63
500	598.10(68.2%)	465.39(59.1%)	190.42
700	776.05(65.5%)	724.68(63.1%)	267.61

注: 括号内为材料后超压峰值的衰减百分比。

通过胸骨表面最大线速度响应曲线(图 12)判断胸廓对肺脏的动压作用, 从而评估冲击波对肺的损伤效应。与肺力学响应曲线相似, 胸骨最大线速度出现时间和大小与冲击波强度相关, 冲击波越大, 胸骨最大线速度峰值出现时间越早, 数值越大。100~700 kPa 工况下, 无防护时, 胸骨最大线速度依次为 0.73、1.94、2.60、2.94 和 4.16 m/s; 有防护时, 相应的胸骨最大线速度依次为 0.39、1.39、2.00、2.68 和 3.14 m/s, 无防护时胸骨最大线速度约为有防护时的 1.4 倍(图 13)。因此, 防护后的胸骨运动速度较小, 产生位移较小, 对肺脏的动压损伤更小。Axelesson 等用最大入射胸壁速度作为评估冲击波肺损伤的预测指标, 胸壁最大运动速度为 3~4.5 m/s 是肺损伤的阈值^[22], 聚脲材料可将持续时间短的冲击波导致的胸骨最大运动速度降低约 22.4%, 将致死载荷冲击波所致的胸壁运动速度降低至肺损伤阈值以下。

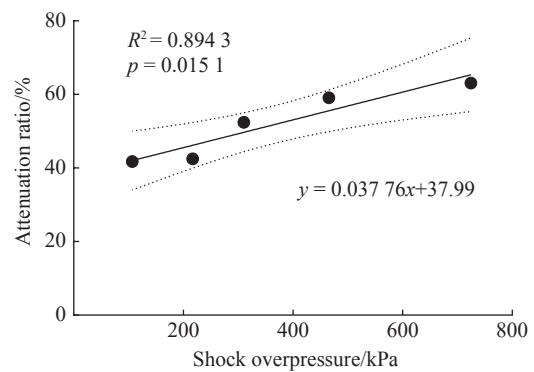
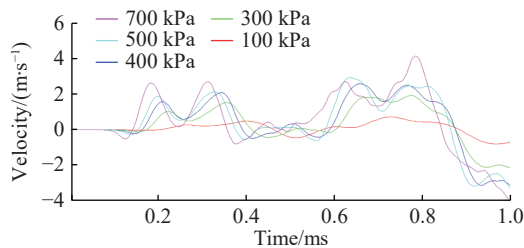
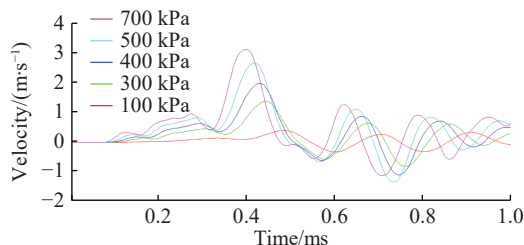


图 11 聚脲材料对冲击波的衰减规律

Fig. 11 Attenuation pattern of blast waves by polyurea material



(a) Maximum linear velocity response curves of sternum without protection



(b) Maximum linear velocity response curves of sternum with polyurea material protection

图 12 5 种工况下胸骨最大线速度响应曲线

Fig. 12 Maximum linear velocity response curves of sternum under five conditions

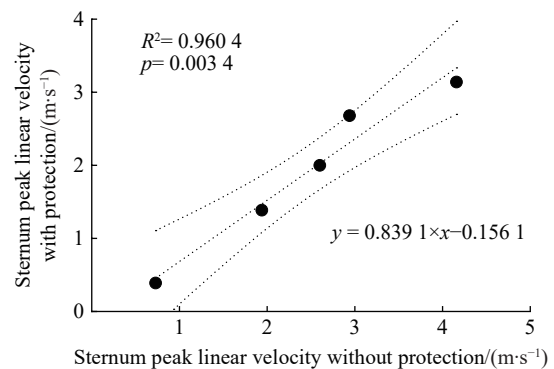


图 13 防护前后胸骨最大线速度的对应关系

Fig. 13 Corresponding relationship of the maximum linear velocities of the sternum before and after protection

3 结 论

本研究在前期实爆试验的基础上, 基于山羊 CT 扫描图像, 建立山羊胸部有限元模型, 并在山羊胸外添加防护材料模型模拟穿戴聚脲防护材料的情况, 利用 LS-DYNA 有限元程序中的流固耦合方法模拟冲击波对山羊胸部的直接损伤过程, 构建试验动物冲击波防护后效应有限元计算模型, 利用现场实测数据对有限元模型和数值计算结果进行验证和优化, 当山羊有限元分析结果与现场实爆试验结果的误差低于 10% 时, 认为该模型参数、工况条件设置合理, 继而将相应的模式、参数和工况加载到人员有限元模型上, 获得聚脲材料对人员肺冲击伤的防护效应有限元计算模型, 为新型防护材料用于人员肺冲击伤的防护效能评估、防护后损伤程度预测提供模型和方法。具体结论如下:

(1) 右肺朝向爆心时, 冲击波肺损伤应力主要集中在右肺下叶, 下叶边缘为甚。

(2) 防护模型肺脏整体损伤应力较小, 肺负压极值增大, 负压所致肺过牵减弱。

(3) 在 100~700 kPa 工况下, 聚脲材料能够有效衰减到达皮肤和肺脏表面的超压峰值, 且衰减能力随冲击波压强的增大而增强。与无防护相比, 在有防护的情况下, 皮肤表面的超压峰值衰减约 58.8%, 冲击波上升时间延迟 0.2~0.3 ms, 肺表面的超压峰值衰减约 68.3%。在冲击波载荷达到致肺损伤阈值时, 聚脲材料可以防护人员免于肺冲击伤的发生; 更重要的是, 冲击波超压达到 100% 致死载荷时, 该材料仍能保护人员免于伤亡, 显著提高伤员的存活率。

(4) 胸骨最大线速度与冲击波强度正相关, 与无防护相比, 防护作用下胸骨最大线速度降低约 22.4%。防护后的胸骨运动速度降低, 位移减小, 减轻了冲击波动压对肺脏的损伤。聚脲材料可将致死载荷冲击波所致的胸壁运动速度降低至肺损伤阈值以下。

综上所述, 本研究突破弹药来源、爆炸当量、生物活体力学测试的局限, 通过数值模拟研究系统地评估了聚脲材料在爆炸冲击波作用下的防护效能, 研究表明, 聚脲材料能够显著衰减冲击波压力, 降低肺部应力和压力峰值, 降低胸骨最大线速度, 从而有效降低肺冲击伤的发生率和严重程度。此外, 本研究建立的计算机仿真评估模型可为新型防护材料、防护装具的研发和应用提供技术支撑, 为新型防护材料用于人员肺冲击伤的防护效能评估、防护后损伤程度预测提供方法, 具有重要的军事和社会意义。然而, 研究中还存在一些局限性。首先, 本研究主要关注的是正压持续时间较短的冲击波作用下防护材料对人体的防护情况, 对于正压持续时间较长的大规模爆炸冲击波以及多次复杂冲击波对人体的损伤情况, 数值模拟中涉及的模型假设和简化可能无法进行全面预测。其次, 由于技术限制, 研究中不能充分考虑冲击波加载后的长期动态响应和可能的二次伤害效应, 这也是今后进行防护材料评估数值模拟研究的重点和难点。

参考文献:

- [1] GTD search results [DB/OL]. (2022)[2024-06-20]. <https://www.start.umd.edu/gtd/>.
- [2] SCOTT T E, JOHNSTON A M, KEENE D D, et al. Primary blast lung injury: the UK military experience [J]. *Military Medicine*, 2020, 185(5/6): 568–572. DOI: 10.1093/milmed/usz453.
- [3] 中华医学会创伤学分会. 天津港“8.12”大爆炸伤员伤情特点与救治反思 [J]. *中华创伤杂志*, 2015, 31(9): 810–813. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1001-8050.2015.09.014.
Chinese Medical Association Trauma Branch. Reflection on the characteristics and treatment of the wounded in 8.12 Tianjin Port Explosion, China [J]. *Chinese Journal of Traumatology*, 2015, 31(9): 810–813. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1001-8050.2015.09.014.
- [4] ABOUDARA M, MAHONEY P F, HICKS B, et al. Primary blast lung injury at a NATO Role 3 hospital [J]. *Journal of the Royal Army Medical Corps*, 2014, 160(2): 161–166. DOI: 10.1136/jramc-2013-000216.
- [5] 蒋建新, 曾灵. 肺爆炸冲击伤机制与防护研究进展 [J]. *陆军军医大学学报*, 2022, 44(5): 395–398. DOI: 10.16016/j.2097-0927.202111179.
JIANG JX, ZENG L. Advance of protection and mechanism of lung blast injury [J]. *Journal of Army Medical University*, 2022, 44(5): 395–398. DOI: 10.16016/j.2097-0927.202111179.
- [6] 郭国吉, 陈彩英, 王向明, 等. 聚脲弹性体防护材料的研究进展 [J]. *中国表面工程*, 2021, 34(6): 1–20. DOI: 10.11933/

- j.issn.1007-9289.20210602001.
- GUO GJ, CHEN CY, WANG XM, et al. Research progress of polyurea elastomer protective materials [J]. *China Surface Engineering*, 2021, 34(6): 1–20. DOI: 10.11933/j.issn.1007-9289.20210602001.
- [7] DUDA M, PACH J, LESIUK G. Influence of polyurea composite coating on selected mechanical properties of AISI 304 steel [J]. *Materials*, 2019, 12(19): E3137. DOI: 10.3390/ma12193137.
- [8] 王建民, 陈菁, 康建毅, 等. 爆炸性武器生物杀伤效应评估方法及应用 [J]. *现代应用物理*, 2019, 10(4): 041001–5. DOI: 10.12061/j.issn.2095-6223.2019.041001.
- WANG J M, CHEN J, KANG J Y, et al. Method for evaluation biological damage effect of explosive weapons and its application [J]. *Modern Applied Physics*, 2019, 10(4): 041001–5. DOI: 10.12061/j.issn.2095-6223.2019.041001.
- [9] BOUAMOUL A. Numerical study of primary blast injury to human and sheep lung induced by simple and complex blast loadings: DRDC Valcartier TR 2008-245 [R]. Canada: DTIC, 2009.
- [10] 薛钰琦, 张华才, 文大林, 等. 模拟实爆条件下新型聚脲类材料对肺冲击伤的防护效应研究 [J]. *第三军医大学学报*, 2020, 42(19): 1875–1881. DOI: 10.16016/j.1000-5404.202003159.
- XUE YQ, Zhang HC, Wen DL, et al. Bioprotective effects of novel polyurea materials on lung blast injury after simulated open-field explosion [J]. *Journal of Third Military Medical University*, 2020, 42(19): 1875–1881. DOI: 10.16016/j.1000-5404.202003159.
- [11] 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): 108–119. DOI: 10.11883/bzycj-2022-0515.
- WANG Z, CHANG LJ, HUANG XY, 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): 108–119. DOI: 10.11883/bzycj-2022-0515.
- [12] CARUSO K S, HIJUELOS J C, PECK G E, et al. Development of synthetic cortical bone for ballistic and blast testing [J]. *Journal of Advanced Materials*, 2006, 38(3): 27–36.
- [13] WANG H C. Development of a side impact finite element human thoracic model [D]. Detroit: Wayne State University, 1995.
- [14] DUCK F A. Physical properties of tissue [M]. London: Academic Press, 1990: 137–165.
- [15] SARAF H, RAMESH K T, LENNON A M, et al. Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading [J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(9): 1960–1967. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.021.
- [16] JIANG Y X, ZHANG B Y, WEI J S, et al. Study on the dynamic response of polyurea coated steel tank subjected to blast loadings [J]. *Journal of Loss Prevention in the Process Industries*, 2020, 67: 104234. DOI: 10.1016/j.jlp.2020.104234.
- [17] 周周杰, 陶钢, 潘保青, 等. 爆炸冲击波对人体胸部创伤机理的有限元方法研究 [J]. *爆炸与冲击*, 2013, 33(3): 315–320. DOI: 10.11883/1001-1455(2013)03-0315-06.
- ZHOU J, TAO G, PAN B Q, et al. Mechanism of blast trauma to human thorax: a finite element study [J]. *Explosion and Shock Waves*, 2013, 33(3): 315–320. DOI: 10.11883/1001-1455(2013)03-0315-06.
- [18] 中国数字化可视人体数据库 [DB/OL]. (2014)[2024-06-20]. <http://cvh.bmicc.cn/cvh/cn/>.
- Chinese digitized visible human database [DB/OL]. <http://cvh.bmicc.cn/cvh/cn/>.
- [19] 王正国. 原发冲击伤的发生机制 [J]. *解放军医学杂志*, 1995, 20(4): 315–317.
- WANG ZG. Mechanism of primary blast injury [J]. *Medical Journal of Chinese PLA*, 1995, 20(4): 315–317.
- [20] 张均奎, 王正国, 冷华光, 等. 冲击波负压与肺损伤 [J]. *爆炸与冲击*, 1994, 14(1): 84–87. DOI: 10.11883/1001-1455(1994)01-0084-4.
- ZHANG JK, WANG ZG, LENG HG, et al. Underpressure of blast wave and lung injury [J]. *Explosion and Shock Waves*, 1994, 14(1): 84–87. DOI: 10.11883/1001-1455(1994)01-0084-4.
- [21] WHITE C S. Biomedical parameters, project harbor study: DASA-1335 [R]. Washington: Defense Atomic Support Agency, 1963.
- [22] AXELSSON H, YELVERTON J T. Chest wall velocity as a predictor of nonauditory blast injury in a complex wave environment [J]. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 1996, 40(s3): 31–37. DOI: 10.1097/00005373-199603001-00006.

(责任编辑 张凌云)