

DOI: 10.11883/bzycj-2024-0255

## 基于自由场爆炸的猪鼓膜破裂规律实验研究\*

向书毅<sup>1</sup>, 薛松波<sup>2,3</sup>, 杜智博<sup>1</sup>, 赵杨<sup>3</sup>, 王兴皓<sup>1</sup>, 田旭<sup>3</sup>, 高志强<sup>3</sup>, 冯国栋<sup>3</sup>, 费舟<sup>4</sup>, 庄苗<sup>1</sup>, 柳占立<sup>1</sup>

- 清华大学航天航空学院, 北京 100084;
- 中国医学科学院北京协和医学院, 北京 100730;
- 中国医学科学院北京协和医院, 北京 100730;
- 空军军医大学西京医院, 陕西 西安 710032)

**摘要:** 听觉系统各组成部分的机械损伤是爆炸后造成听力损失的主要原因, 强脉冲声致听觉损害风险准则仍然存在许多争议, 例如: 指标选择冲量还是超压峰值, 正压持续时间是否重要等。本研究基于自由场实爆条件, 设计并搭建了大动物爆炸致伤平台, 探究了不同爆炸参数对鼓膜破裂的影响规律, 并建立了基于自由场超压峰值和正压持续时间的鼓膜创伤量效关系。通过笔形压力传感器测量自由场超压, 通过 Friedlander 公式拟合超压时程曲线, 确定冲击波超压峰值和正压持续时间, 并对时域中记录的波形进行归一化能量频谱分析, 以确定冲击波在频域上的信号能量分布。对爆炸后的小型猪进行解剖, 记录不同爆炸参数下鼓膜创伤程度。以超压峰值和正压持续时间为自变量, 对实验数据进行二元逻辑回归分析, 并给出鼓膜破裂风险曲线。研究发现, 当自由场超压峰值低于 170 kPa 时, 鼓膜无明显损伤; 当自由场超压峰值高于 237 kPa 时, 部分鼓膜出现不同程度的破裂和充血。距爆心越近, 超压峰值越大, 但鼓膜创伤的严重程度并未随之单调增加。在 8.0 kg TNT 当量的爆炸实验中, 鼓膜破裂的严重程度随爆心距的减小呈现先提高再降低的趋势。通过对冲击波载荷特征的分析可知, 距爆心越近, 正压持续时间越短, 高频段能量占比相对更大, 小型猪鼓膜破裂的概率可能反而降低, 此时仍然出现显著的听力损失和耳蜗损伤。鼓膜作为通过振动传递声信号的黏弹性薄膜结构, 其动力学响应可能与载荷频率成分密切相关。除了超压峰值, 冲击波波形频谱分布对鼓膜破裂程度影响显著。

**关键词:** 自由场爆炸; 冲击波; 鼓膜破裂; 听力损失; 致伤风险

中图分类号: O389 国标学科代码: 13035 文献标志码: A

### Experimental study on the law of rupture of pig eardrum based on free-field explosion

XIANG Shuyi<sup>1</sup>, XUE Songbo<sup>2,3</sup>, DU Zhibo<sup>1</sup>, ZHAO Yang<sup>3</sup>, WANG Xinghao<sup>1</sup>, TIAN Xu<sup>3</sup>, GAO Zhiqiang<sup>3</sup>, FENG Guodong<sup>3</sup>, FEI Zhou<sup>4</sup>, ZHUANG Zhuo<sup>1</sup>, LIU Zhanli<sup>1</sup>

- School of Aerospace Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China;
- Peking Union Medical College, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China;
- Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China;
- Xijing Hospital, Air Force Medical University, Xi'an 710032, Shaanxi, China)

**Abstract:** Mechanical damage to components of the auditory system is the main cause of hearing loss after exposure to blast overpressure waves. There still exist some controversies in high level impulse sound damage risk criteria (DRC). For example, whether average energy or peak overpressure should be used as a main criterion, whether positive duration is important or not, etc. Based on the free-field air explosion, we designed and built a platform for studying blast injuries in large animals. We studied the effect of different explosion parameters on the rupture of the tympanic membrane (TM) and created a relationship

\* 收稿日期: 2024-07-24; 修回日期: 2024-09-23

基金项目: 国家重点研发计划(2020-JCJQ-ZD-254, 2022YFC3320502)

第一作者: 向书毅(1995—), 女, 博士研究生, [xiangsy19@mails.tsinghua.edu.cn](mailto:xiangsy19@mails.tsinghua.edu.cn)

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

between the probability of TM rupture and the dose of the blast wave in terms of peak overpressure and positive duration. The free-field overpressure time history was measured by a pen-shaped pressure sensor. The overpressure time-history curves were fitted by the modified Friedlander equation, thus the peak pressure and positive duration of the blast wave were determined. The impulse pressure energy spectra analysis was performed on the recorded waveforms to determine the signal energy distribution over the frequencies. The degrees of TM rupture of miniature pigs were recorded after dissection under different blast conditions. A two-variable logistic regression was performed on the resulting experimental data for TM rupture risk in terms of peak overpressure and positive duration. The study found that when peak overpressure was lower than 170 kPa, there was no obvious damage to the TM; when peak overpressure was greater than 237 kPa, some of the TMs ruptured or were congested with varying severity. As the distance from the explosion center became smaller, the peak pressure became larger, while the severity of TM damage did not increase monotonically. In the 8.0-kg-TNT equivalent explosion, the severity of TM rupture showed a tendency to increase and then decrease as the distance became smaller. Through the analysis of the blast wave characteristics, we found that the smaller the distance away from the center, the shorter the positive duration and the increase in the high-frequency component of the blast wave. The probability of TM rupture of miniature pigs may decrease, but significant hearing loss and inner ear damage still occur at this time. As a viscoelastic membrane structure that transmits sound through vibration, the dynamic response of the eardrum may be closely related to the frequency spectrum of loads. In addition to the peak pressure, the blast wave waveform may have a significant impact on the degree of TM rupture.

**Keywords:** free-field explosion; blast wave; tympanic membrane rupture; hearing loss; damage risk

听觉器官是爆炸冲击波最敏感的靶器官之一,其爆炸冲击伤发生率高,影响专业人员的作业能力,开展爆炸冲击波致听觉功能损害评估具有重要意义,目前爆炸致听力损失的形成和预防机制尚不清晰。鼓膜(tympanic membrane, TM)破裂是最常见的耳部爆炸伤, Gan 等<sup>[1]</sup>通过激波管动物实验测量研究了鼓膜破裂阈值和超压波形之间的关系。 Gan 等<sup>[2]</sup>通过激波管人体颞骨实验研究了冲击波方向与鼓膜破裂阈值的关系,基于人耳三维有限元建模计算,提出了鼓膜应力相对于超压峰值的变化率可以表征鼓膜在冲击波下的力学损伤的观点。尽管阈值指标仅选择了超压峰值,基于人耳颞骨测量得到的鼓膜破裂阈值数据仍具有临床诊断价值。 Gan 等<sup>[3]</sup>通过激波管人体颞骨实验和人耳三维有限元建模评估了耳塞针对于冲击波的防护机制,将传递到鼓膜处的冲击波超压峰值和超压波形作为评价耳塞防护效果的 2 个指标。

鼓膜由于其低破裂阈值且易观察的特性,被视为一种爆炸伤标记物,用于判断听力的损害程度。随着医学研究的深入,研究者提出,鼓膜破裂程度和听力损失程度并不一致,不能准确地判断听觉功能的损害程度。爆炸波如何与鼓膜相互作用并损害外周听觉系统的机制仍然不清楚, Leckness 等<sup>[4]</sup>建立了人耳三维有限元模型来预测爆炸超压通过外耳中耳的传输。 Brown 等<sup>[5-6]</sup>和 Bradshaw 等<sup>[7]</sup>建立了从外耳到耳蜗的爆炸波传输三维有限元模型,并计算了鼓膜、中耳听小骨和耳蜗基底膜的位移响应。有限元模型能模拟冲击波加载时中耳和耳蜗的响应,为阐明爆炸致听力损失机制提供参考,可应用于协助预防、诊断和治疗战场人员由于爆炸引起的听力损失。 Jiang 等<sup>[8-9]</sup>通过激波管人耳颞骨实验对爆炸暴露的人耳进行了生物力学测量,他们使用双激光多普勒测振仪来测量爆炸导致的鼓膜以及镫骨底板的运动。在此基础上, Bien 等<sup>[10]</sup>同时测量了冲击波导致的镫骨底板的运动和耳蜗内流体的压力。这些研究提供了一种新的方法来定量表征爆炸导致的中耳力学响应并量化进入耳蜗的能量通量,实验数据可用于帮助阐明外周听觉系统损伤的形成机制。 Gan 等<sup>[11]</sup>通过扫描激光多普勒测振技术对正常和爆炸后的人颞骨鼓膜进行了全场表面运动测量,该方法可描述爆炸后鼓膜传声运动的改变以及可能的局部受损位置。 Luo 等<sup>[12-13]</sup>通过霍普金森拉杆在  $300\sim 2000\text{ s}^{-1}$  的高应变率下对人耳鼓膜条带试样进行了拉伸实验,测试了爆炸前后鼓膜的高应变率力学性能。 Engles 等<sup>[14]</sup>通过激光多普勒测振仪在  $200\sim 8000\text{ Hz}$  的频率范围测试了声加载导致的鼓膜振动,通过有限元建模的逆问题求解确定了爆炸对鼓膜存储模量和损耗模量的影响。 Liang 等<sup>[15-17]</sup>通过微条纹投影法表征了爆炸冲击波对鼓膜非线性静态力学性能的影响,并且表征了人耳圆窗膜的力学性质。

研究者也通过激波管动物实验对听觉功能损害和听觉系统病理性变化进行了直接表征。Chen 等<sup>[18]</sup>通过龙猫爆炸模型量化了重复低强度爆炸导致的急性和进行性听觉损害。Smith 等<sup>[19]</sup>研究了龙猫反复暴露在引起轻度创伤性脑损伤(mild traumatic brain injury, mTBI)的爆炸载荷下所产生的进行性听觉损害,在出现永久听力损失的动物中观察到了听觉皮层的损伤,结果表明引起 mTBI 的爆炸次数严重影响听力损失。Jiang 等<sup>[20]</sup>提出了一种新方法对反复爆炸所导致的外周听觉系统(peripheral auditory system, PAS)和中央听觉系统(central auditory system, CAS)损伤进行建模,通过使用头盔以及耳塞的动物模型和生物力学模型对这 2 种损伤进行区分。Shao 等<sup>[21]</sup>在此基础上审查了 PAS 和 CAS 的改变,发现中枢听觉反应独立于外周听觉,耳塞可以保护鼓膜和中耳免受结构损伤,但听力水平、耳蜗外毛细胞和 CAS(兴奋性和抑制性神经递质受体水平)仅在测试的爆炸超压水平上得到部分保护。耳蜗核持续性的神经退化可能在长期的听力损害中起主要作用。

然而,冲击波致听力损失的形成机制和预防机制并不清晰。爆炸致听觉损害风险准则仍然存在很多争议,例如:指标选择冲量还是超压峰值,正压持续时间是否重要,短脉冲还是长脉冲更危险等。关于阈值的讨论组成了一个庞大的数据库,这个数据库由看似不相容的数据集和相互矛盾的观点组成。听力是一个复杂的物理过程,爆炸致听觉损害风险标准需要足够复杂、能够处理这些数据库中各种看似矛盾的效应。此外,鼓膜作为多层黏弹性膜组织,其对于爆炸冲击波和高强声的失效准则如何制定仍然面临挑战。尽管明确鼓膜破裂与冲击波波形相关,但没有建立相应的量效关系。现有研究绝大部分都是基于小动物激波管实验平台开展,且鼓膜损伤与耳蜗损伤的关系没有进一步表征。

本研究基于自由场实爆条件,设计并搭建大动物爆炸致伤平台,在不同爆心距离下得到一系列具有超压峰值梯度和正压持续时间梯度的冲击波载荷工况,探究不同爆炸参数对于鼓膜破裂的影响规律,并建立基于自由场超压峰值和正压持续时间的鼓膜创伤量效关系。

## 1 方 法

### 1.1 搭建大动物致伤平台

采用自由场实爆条件对爆炸致动物耳创伤进行研究,炸药当量分别为 1.9 kg TNT 以及 8.0 kg TNT,爆心距离地面高度为 1.8 m。选用 14 头质量均约 15 kg 的健康雄性小型猪(巴马小香猪)作为致伤猪,用于观察冲击波伤情,布放方法如图 1 所示。共有 7 种致伤工况,每个工况布置 2 头小型猪。7 种致伤工

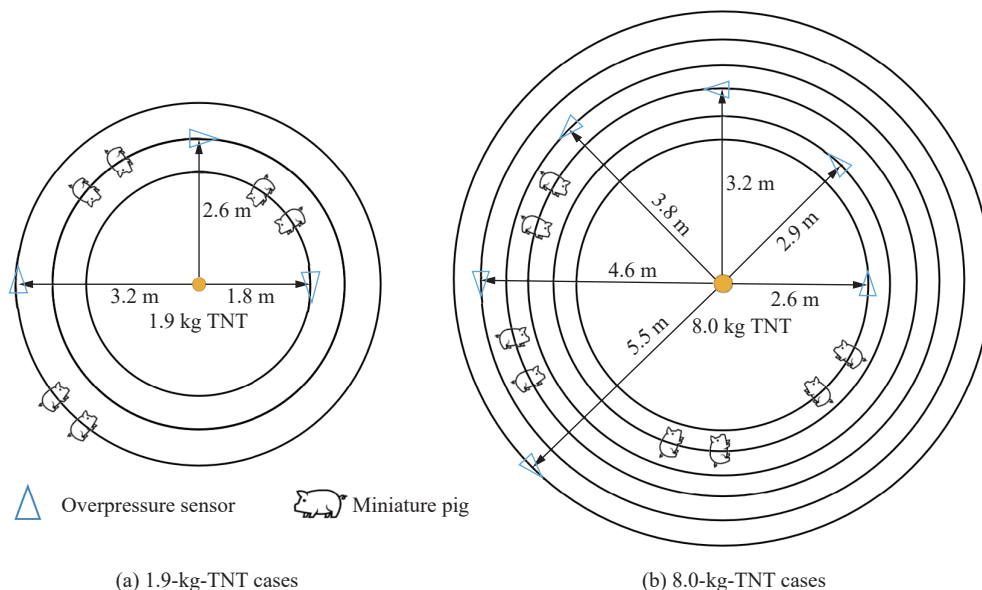


图 1 实验中小型猪及压力传感器的布放示意图

Fig. 1 Layout diagrams of experimental minipigs and pressure sensors

况的爆炸条件分别为 1.9 kg TNT 当量爆炸, 距离爆心 1.8、2.6 和 3.2 m 以及 8.0 kg TNT 当量爆炸, 距离爆心 2.6、2.9、3.2 和 3.8 m, 得到一系列具有超压峰值梯度和正压时间梯度的冲击波载荷工况。

将焊制的半圆柱形铁质舱室固定在增高支架上用于实验, 使舱室所处高度与爆心一致。采用 2% 戊巴比妥钠作为麻醉剂, 以 20 mg/kg 的剂量对小型猪进行诱导麻醉。将麻醉后的小型猪躯干放置在舱室中, 注意头部面对爆心, 并在缝隙处填充泡沫胶保证密封性, 泡沫胶固化后就实现了小型猪的固定。给固定后的小型猪佩戴防火面罩以保护口鼻, 如图 2 所示。通过笔形压力传感器(型号 PCB137B22/PCB137B23)测量自由场压力, 采样频率为 5 MHz。压力传感器安装位置离致伤猪较近, 且与致伤猪保持在同一半径, 探头离地面的高度与爆心一致, 且方向与冲击波传播方向垂直。



图 2 实验小型猪的固定及面部防护

Fig. 2 Fixation and facial protection of experimental minipigs

爆炸前后, 均采用听性脑干反应(auditory brainstem response, ABR)对小型猪的听力功能进行测试, 记录爆炸前后 ABR 阈值的变化。将小型猪麻醉后转至简易隔声屏蔽室, 置于电热毯上维持体温。安装完电极后, 以短声(click)及 1、2、4、6 和 8 kHz 的短纯音作为刺激声音, 最大刺激强度为 90 dB, 按 10 dB 递减, 当出现无规律难以辨认的波形时, 递增 5 dB, 将诱发出可重复规律波形的最低刺激强度记为 ABR 阈值。爆炸后记录每个布放距离的即刻死亡率。将麻醉状态下的小型猪放置在解剖台上, 以大动脉放血的方式将其处死。沿颅顶中线进行开颅, 取出脑组织后, 暴露鼓膜和耳蜗。摘取耳蜗放置于电镜固定液中保存, 通过扫描电子显微镜(scanning electron microscope, SEM)观察。使用咬骨钳仔细剥离离鼓膜周围骨质, 从中耳向外耳道方向暴露鼓膜, 观察记录鼓膜的创伤情况。

## 1.2 自由场爆炸载荷条件

### 1.2.1 超压时程曲线

冲击波超压时程( $p-t$ )曲线具有一个特征形状, 当冲击波到达时, 压力几乎是瞬间升高的, 然后呈现指数型衰减, 在一段时间  $t^+$  后, 压力返回到环境值并进入负压阶段<sup>[22]</sup>。Friedlander<sup>[23]</sup> 提出这种特征形状可以描述为:

$$p = p_s e^{-\gamma t/t^+} (1 - t/t^+) \quad (1)$$

式中:  $p_s$  为超压峰值;  $t^+$  为正压持续时间;  $\gamma$  为无量纲常数, 这里设置为 4<sup>[24]</sup>。式 (1) 对较宽峰值超压范围的爆炸冲击波超压时间历史提供了较好的描述, 是获得超压峰值和正压持续时间的较好方法<sup>[22]</sup>。

### 1.2.2 冲击波波形分析

对超压波形进行脉冲压力能量频谱分析, 以确定信号在频率上的能量分布。通过傅里叶变换将记

录的超压波形转化为频率(25 Hz~5 MHz)上的压力分布。脉冲能量通量即单位面积的能量,由下式<sup>[1]</sup>给出:

$$E^* = \frac{1}{\rho c} \int_0^T p^2(t) dt \quad (2)$$

式中:  $E^*$ 为脉冲能量通量;  $p(t)$ 为时域上的脉冲压力信号;  $T$ 为信号总时长,本文中  $T=40$  ms;  $\rho$ 为空气密度;  $c$ 为空气中的声速;本文中假设  $\rho$ 和  $c$ 是与压力无关的常数。

采用中心频率为 62.5、125、250 和 500 Hz, 1、2、4、8 和 16 kHz 的倍频带通滤波器,以及低通滤波器 L62.5 和高通滤波器 H16k, 对不同频段的信号进行筛选和过滤。滤波信号的能量通量也通过式 (2) 来计算。由于脉冲信号在时域上压力平方的积分在频域上保持恒等<sup>[25]</sup>, 将各频段的能量通量除以总脉冲能量通量, 得到各个频段的归一化能量通量。

### 1.3 基于逻辑回归模型识别创伤量效关系

与爆炸冲击波致颅脑创伤(blast-induced traumatic brain injury, bTBI)类似, 鼓膜创伤风险曲线可以表示为超压峰值  $p_s$  与正压持续时间  $t^+$  的函数。根据 Rafaels 等<sup>[26]</sup> 的描述, bTBI 耐受性曲线可以通过幂律关系进行现象学描述:

$$p_s = p_0 [1 + \alpha(t^+)^{-\beta}] \quad (3)$$

式中:  $p_0$ 、 $\alpha$  和  $\beta$  为需要通过实验确定的参数, 且  $\beta > 0$ 。本文中通过式 (3) 对小型猪耳鼓膜致伤载荷的特点进行描述。采用 Sigmoid 函数表示损伤概率:

$$Y(A) = \frac{1}{1 + e^{-A}} \quad (4)$$

式中:  $Y$  为损伤概率, 其值限制在 0~1 之间;  $A$  为超压峰值  $p_s$  和正压持续时间  $t^+$  共同贡献的度量。  $A$  定义为如下形式<sup>[27]</sup>:

$$A = C_1 + C_2 \ln \{ p_0 [1 + \alpha(t^+)^{-\beta}] / p_s \} \quad (5)$$

式中: 除  $p_0$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$  外,  $C_1$  和  $C_2$  也为待定常数。通过最大似然估计对实验中测得的创伤数据进行二元逻辑回归分析, 确定鼓膜破裂风险曲线, 并绘制在  $p_s$ - $t^+$  图中。

## 2 结果与讨论

### 2.1 冲击波载荷特征

#### 2.1.1 超压峰值和正压持续时间

图 3 展示了在 1.9 kg TNT 当量爆炸距离爆心 1.8 m 处的实测自由场超压时程曲线以及用 Friedlander 方程拟合的结果, 可以看出, Friedlander 方程提供了一个较好的超压时间历史的描述。由此确定冲击波超压峰值和正压持续时间, 如表 1 所示。由表 1 可以看出, 在爆炸冲击波作用范围 1.8~5.5 m 内, 实验测得超压峰值为 96.3~628.3 kPa, 冲击波正压持续时间为 1.4~6.6 ms。由距离拟合曲线(图 4~5)可见, 随着爆心距的增大, 爆炸冲击波超压峰值减小, 正压持续时间增长, 符合冲击波衰减规律。

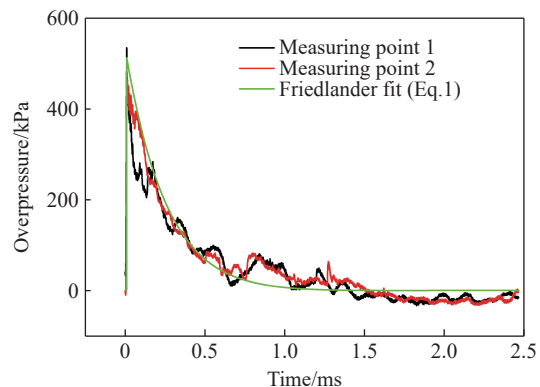


图 3 1.9 kg TNT 当量爆炸距离爆心 1.8 m 处的实测自由场超压时程曲线以及用 Friedlander 方程拟合的结果

Fig. 3 Measured free-field overpressure-time histories at a distance of 1.8 m away from the explosion center of the 1.9-kg-TNT equivalent explosion and the fitting result with the Friedlander equation

表 1 不同爆炸条件下鼓膜创伤率及小型猪致死率  
Table 1 Eardrum trauma ratios and mortality ratios of minipigs under different explosion conditions

炸药当量/kg	爆心距/m	超压峰值/kPa	正压持续时间/ms	创伤率/%			致死率/%
				鼓膜破裂	鼓膜充血	鼓膜无损	
1.9	1.8	511.59±30.68	1.40±0.15	25	25	50	0
	2.6	169.97±4.19	2.80±0.01	0	0	100	0
	3.2	96.30±1.38	4.65±0.14	0	0	100	0
8.0	2.6*	628.28	1.30	0	25	75	50
	2.9	528.74	2.11	0	100	0	0
	3.2	378.51±38.57	2.98±0.14	100	0	0	0
	3.8	237.01±15.46	4.26±0.10	50	25	0	0
	4.6	142.13±1.32	5.69±0.11				
	5.5	100.43	6.63				

注: \*8.0 kg TNT 当量爆炸条件下距爆心 2.6 m 处的载荷数据由其他距离参数推算而得。

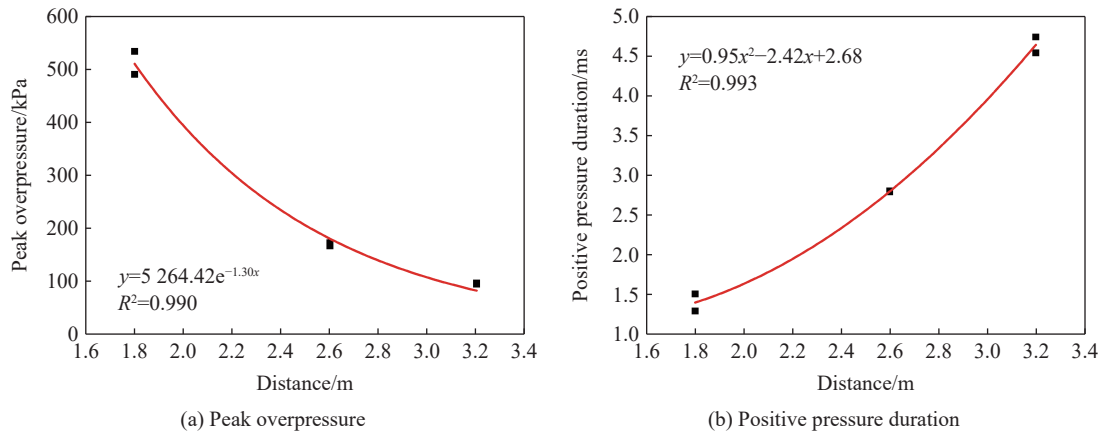


图 4 1.9 kg TNT 当量爆炸条件下的距离拟合曲线  
Fig. 4 Distance-peak pressure and -positive pressure duration fitting curves under 1.9-kg-TNT-equivalent explosion condition

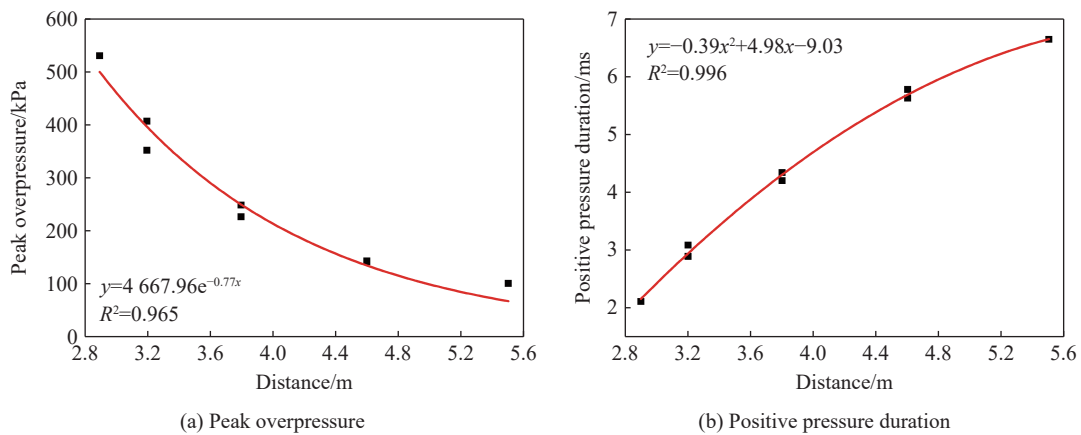


图 5 8.0 kg TNT 当量爆炸条件下的距离拟合曲线  
Fig. 5 Distance-peak pressure and -positive pressure duration fitting curves under 8.0-kg-TNT-equivalent explosion condition

### 2.1.2 冲击波能量频谱分析

不同当量爆炸条件下, 不同位置处所测冲击波信号在不同频带的归一化能量分布如图 6 所示。可以看出, 冲击波大部分能量集中在小于 500 Hz 的较低频率下; 距离爆心越近, 正压持续时间越短, 能量分布向高频移动。这表明, 不同正压持续时间的冲击波表现出不同的能量分布特征, 正压持续时间越短, 高频段能量占比相对越高。

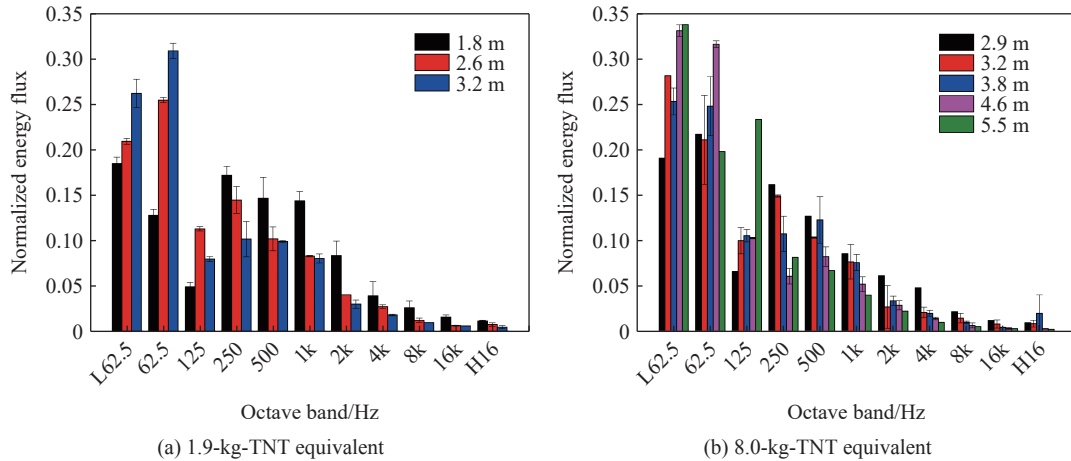


图 6 不同爆炸条件下不同爆心距处的归一化能量频谱

Fig. 6 Normalized energy flux over 11 frequency bands from below 62.5 Hz to above 16 kHz at different distances away from the explosion centers under different explosion conditions

## 2.2 爆炸致鼓膜破裂量效关系

### 2.2.1 鼓膜创伤形式

实验中记录到的鼓膜损伤情况如图 7 所示, 可分为 3 类, 分别是鼓膜无明显损伤(图 7(a))、鼓膜片状出血(图 7(b))和鼓膜穿孔(图 7(c))。基于此分类统计的鼓膜损伤情况如表 1 所示, 可以看出, 当自由场峰值超压小于 170 kPa 时, 鼓膜无明显损伤, 为半透明状薄膜, 呈现张紧状态。当峰值超压大于 237 kPa 时, 鼓膜会出现不同程度的充血甚至破裂。本研究中观察到的鼓膜破裂呈现圆孔状, 占完整鼓膜面积的 1/3~2/3, 甚至全部消失。没有观察到 Koike 等<sup>[28]</sup> 在临界破裂压力观察到的沿径向方向的撕裂以及静压作用下鼓膜的撕裂<sup>[29]</sup>。随着离爆心距离越近, 超压峰值越大, 但鼓膜创伤严重程度并未随之单调增加。在 8.0 kg TNT 当量爆炸实验中, 鼓膜破裂严重程度随着爆心距的减小呈现先提高再降低的趋势。

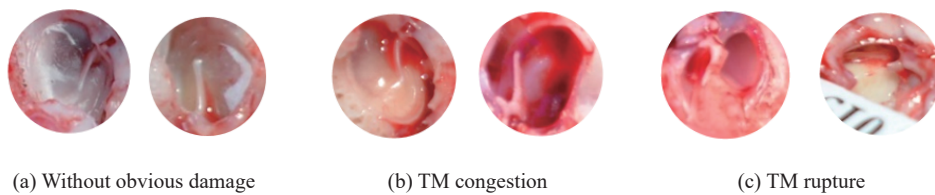


图 7 爆炸后损伤鼓膜分类

Fig. 7 Classification of damaged eardrum after explosion

### 2.2.2 冲击波致鼓膜破裂风险曲线

利用式 (4)~(5), 以超压峰值和正压持续时间为自变量, 对表 1 中实验测得的鼓膜破裂率进行二元逻辑回归分析, 结果如图 8 所示。参数值确定如下:  $\alpha=20 \text{ ms}^{1.2}$ ,  $\beta=1.2$ ,  $p_0=67 \text{ kPa}$ ,  $C_1=2$ ,  $C_2=-8.12$ 。

对 99%、50% 和 1% 的致伤概率, 绘制了冲击波对小型猪鼓膜破裂风险曲线, 同时也将实验测得的数据绘制其中, 如图 9 所示。随爆心距的增大, 超压峰值降低, 正压持续时间增长。从建立的量效关系可以看出, 1.9 kg TNT 当量爆炸实验中, 鼓膜致伤概率随爆心距的增大而降低, 而在 8.0 kg TNT 当量爆炸

实验中, 鼓膜致伤概率随着爆心距的增大呈现先提高再降低的趋势。和实验观察到的规律一致, 回归模型能捕捉到鼓膜破裂量效关系主要趋势和特征。

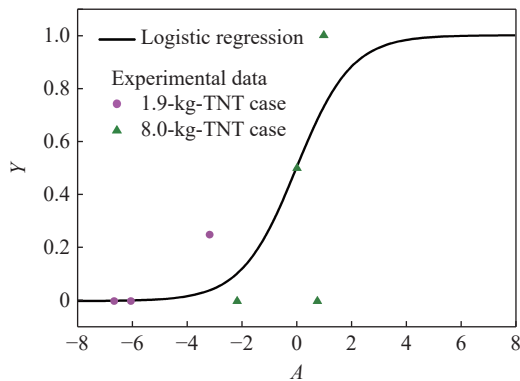


图 8 通过逻辑回归得到的冲击波致小型猪鼓膜破裂概率函数

Fig. 8 Logistic regression calculated probability of TM rupture of minipigs caused by blast waves

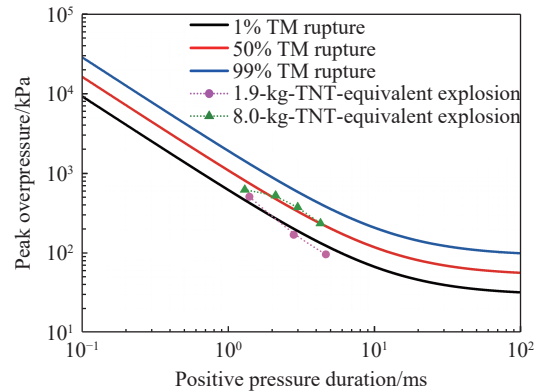


图 9 冲击波致小型猪鼓膜破裂风险曲线

Fig. 9 Risk curves of TM rupture of minipigs caused by blast waves

### 2.3 讨论

自由场冲击波的特点是上升沿陡峭、超压峰值高、信号带宽和持续时间短(微秒-毫秒级)<sup>[30]</sup>。常用的冲击波生物毁伤准则包括超压峰值准则、结合持续时间的超压峰值准则、冲量准则和超压峰值-冲量准则, 其中超压峰值准则使用最广泛<sup>[30]</sup>。然而, 听力损失是一个复杂的物理过程, 爆炸致听觉损害风险准则仍然存在很多争议, 例如: 指标选择冲量还是超压峰值、正压持续时间是否重要和短脉冲还是长脉冲更危险等<sup>[31]</sup>。本研究中就出现了与直觉相违背的现象。在 8 kg TNT 当量的自由场爆炸中, 鼓膜创伤程度没有随着超压峰值的变大(爆心距的减小)而单调提高。在离爆心 2.6 m 的位置, 即使致死率为 50%, 鼓膜破裂率为 0%, 充血率为 25%。此时超压峰值为 628.28 kPa, 正压持续时间为 1.3 ms, 这一冲击波强度足以使小型猪致死, 却没有出现鼓膜破裂。随着爆心距的增大, 没有出现小型猪死亡的情况。在爆心距 2.9 m 处, 鼓膜破裂率为 0%, 充血率为 100%, 此时超压峰值为 528.74 kPa, 正压持续时间为 2.11 ms。在爆心距 3.2 m 处, 鼓膜破裂率提高到 100%, 在爆心距 3.8 m 处, 鼓膜破裂率降低到 50%, 充血率为 25%。

鼓膜作为一个黏弹性薄膜结构, 通过自身的振动将声音信号传递进中耳及内耳。Cullis<sup>[32]</sup> 讨论了冲击波与结构相互作用的影响因素, 认为爆炸形成的冲击波将来自爆炸流场的能量耦合到结构中而与结构相互作用。随着冲击波的传播, 其超压峰值降低, 正压区被不断拉宽, 形状发生改变, 相应地冲击波载荷的能量频率分布也发生了变化。图 6 也能提供直接的依据, 离爆心越远, 低频能量占比越高。然而, 受载结构具有一系列固定的特征频率及相应的振动模式, 结构的响应依赖于冲击波如何将能量耦合到这些振动模式中<sup>[32]</sup>。因此, 除了超压峰值和冲量, 冲击波的整体形状也对结构的响应产生显著影响。此外, 鼓膜及其附着的听骨链、肌肉和韧带都有黏弹性, 具有一定的压力缓冲能力<sup>[33]</sup>。当冲击波的正压持续时间与结构振荡周期相比较短时, 载荷的部分能量就会被结构的惯性吸收, 从而减小结构变形<sup>[32]</sup>。这些机制提供了一定的角度去理解鼓膜的创伤程度是如何随爆心距的改变而改变的。然而, 确切的致伤机制需要进一步研究。一方面, 可以通过实验测量或者有限元仿真去定量研究鼓膜在不同类型冲击波作用下的动态响应特性; 另一方面, 需要发展能反映鼓膜材料动态损伤特征的失效准则。

实验中发现, 尽管没有发生鼓膜穿孔, 却仍然出现了严重的听力损失和内耳耳蜗损伤, 如图 10 所示。图 10 为 8.0 kg TNT 当量爆炸条件下距爆心 2.9 m 处的小型猪在爆炸前后的 ABR 听力阈值变化以及耳蜗毛细胞 SEM 图像。可以看出, 短声 ABR 阈值上升 40 dB, 高频听力损失严重, 2 kHz 以上纯音 ABR 阈值上升 40~70 dB, 同时也观测到耳蜗内毛细胞(inner hair cell, IHC)与外毛细胞(outer hair cell,



OHC)的显著损伤。这一现象也印证了 Xie 等<sup>[34]</sup>和 Littlefield 等<sup>[35]</sup>提出的鼓膜破裂和听力功能损失不一致的现象,鼓膜的破裂程度不能直接作为听觉爆炸伤标记物。Amrein 等<sup>[31]</sup>指出,即使正压持续时间较短,也会立即出现严重的听力损害。Koike 等<sup>[28]</sup>提出鼓膜破裂可以被视为耳部的一种合适的保护机制。鼓膜与圆窗膜的面积比能够放大鼓膜所接收到的声压,实现外耳空气声与内耳流体声的阻抗匹配,使得大部分声能可以传递进内耳<sup>[36]</sup>。如果鼓膜是非常顽强的,只会在显著超压下破裂,那么突然的非生理性超压会导致压力波的能量直接传递进入听骨链以及耳蜗。这会导致更加严重的问题,例如:听骨链的脱位和圆窗膜的破裂等。但是,鼓膜破裂是一种机械损伤,并不是所有高强度的冲击波都会导致鼓膜破裂,例如:在本研究 8 kg TNT 当量的实爆实验中,距爆心 2.6 和 2.9 m 处,正压持续时间短,即使超压峰值高,也没有出现鼓膜破裂。因此,具有高声强、短正压时间特征的载荷(例如小口径武器产生的高强度短脉冲<sup>[37]</sup>)对于听觉功能来说是危险的,在防护的过程中需要特别注意。这种载荷一般不会引起鼓膜破裂,容易受到忽略,类似的载荷还有低强度冲击波的反复暴露(低于鼓膜破裂阈值)<sup>[18]</sup>。尽管鼓膜破裂程度不能作为长期听觉功能障碍的标记物,但鼓膜仍然是冲击波与耳部作用的第一步。冲击波如何与鼓膜相互作用并将能量传递到外周听觉系统的机制仍然需要研究,这对于阐明强脉冲声致听力损失的形成机制和预防机制至关重要。

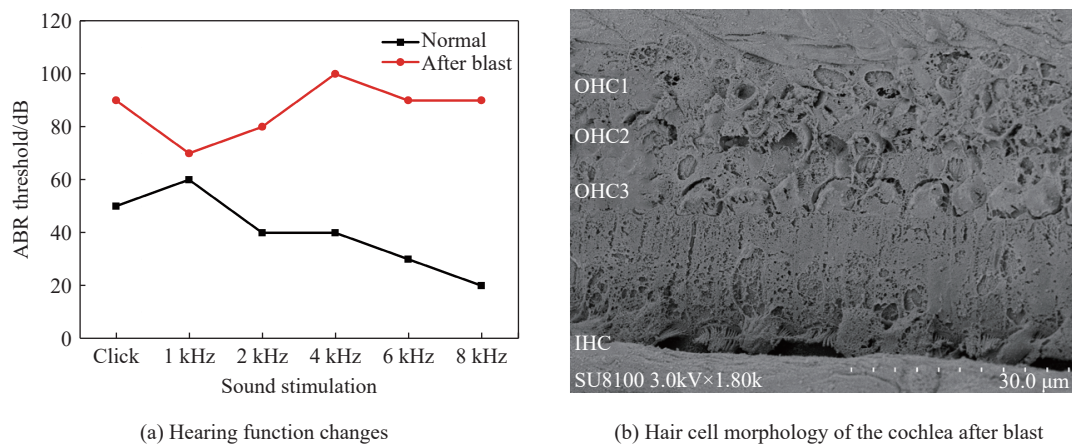


图 10 8.0 kg TNT 当量爆炸条件下距爆心 2.9 m 处小型猪爆炸前后听力功能的改变以及爆炸后耳蜗毛细胞的形态

Fig. 10 Hearing function changes of minipigs at a distance of 2.9 m away from the explosion center of 8.0-kg-TNT-equivalent explosion and hair cell morphology of the cochlea after explosion

### 3 结 论

基于自由场实爆条件,设计并搭建了大动物爆炸致伤平台,在不同爆心距离下得到了一系列具有超压峰值梯度和正压持续时间梯度的冲击波载荷工况。基于本实验中小型猪耳部伤情的观测结果,探究了不同爆炸参数对鼓膜破裂的影响规律,通过逻辑回归分析建立了基于自由场超压峰值和正压持续时间的鼓膜创伤量效关系。研究发现,当自由场超压峰值低于 170 kPa 时,鼓膜无明显损伤;当自由场超压峰值大于 237 kPa 时,部分鼓膜出现不同程度的破裂和充血。随着离爆心越近,超压峰值越大,但鼓膜创伤的严重程度并未随之单调提高。通过分析冲击波载荷特征可知,离爆心越近正压持续时间越短,高频段能量占比相对越高,小型猪鼓膜破裂的概率可能反而降低,此时,仍然出现显著的听力损失和耳蜗损伤。除了超压峰值,冲击波波形频谱分布可能对鼓膜破裂程度影响显著。爆炸波如何与鼓膜相互作用并损害听觉系统的机制仍需进一步研究。本研究可为爆炸性武器冲击波生物损伤效应标准的制定提供参考。

### 参考文献:

- [1] GAN R Z, NAKMALI D, JI X D, et al. Mechanical damage of tympanic membrane in relation to impulse pressure waveform:

- a study in chinchillas [J]. *Hearing Research*, 2016, 340: 25–34. DOI: 10.1016/j.heares.2016.01.004.
- [2] GAN R Z, LECKNESS K, NAKMALI D, et al. Biomechanical measurement and modeling of human eardrum injury in relation to blast wave direction [J]. *Military Medicine*, 2018, 183(S1): 245–251. DOI: 10.1093/milmed/usx149.
- [3] GAN R Z, LECKNESS K, SMITH K, et al. Characterization of protection mechanisms to blast overpressure for personal hearing protection devices: biomechanical measurement and computational modeling [J]. *Military Medicine*, 2019, 184(S1): 251–260. DOI: 10.1093/milmed/usy299.
- [4] LECKNESS K, NAKMALI D, GAN R Z. Computational modeling of blast wave transmission through human ear [J]. *Military Medicine*, 2018, 183(S1): 262–268. DOI: 10.1093/milmed/usx226.
- [5] BROWN M A, JI X D, GAN R Z. 3D finite element modeling of blast wave transmission from the external ear to cochlea [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2021, 49(2): 757–768. DOI: 10.1007/s10439-020-02612-y.
- [6] BROWN M A, BRADSHAW J J, GAN R Z. Three-dimensional finite element modeling of blast wave transmission from the external ear to a spiral cochlea [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2022, 144(1): 014503. DOI: 10.1115/1.4051925.
- [7] BRADSHAW J J, BROWN M A, JIANG S Y, et al. 3D finite element model of human ear with 3-chamber spiral cochlea for blast wave transmission from the ear canal to cochlea [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2023, 51(5): 1106–1118. DOI: 10.1007/s10439-023-03200-6.
- [8] JIANG S Y, SMITH K, GAN R Z. Dual-laser measurement and finite element modeling of human tympanic membrane motion under blast exposure [J]. *Hearing Research*, 2019, 378: 43–52. DOI: 10.1016/j.heares.2018.12.003.
- [9] JIANG S Y, DAI C K, GAN R Z. Dual-laser measurement of human stapes footplate motion under blast exposure [J]. *Hearing Research*, 2021, 403: 108177. DOI: 10.1016/j.heares.2021.108177.
- [10] BIEN A G, JIANG S Y, GAN R Z. Real-time measurement of stapes motion and intracochlear pressure during blast exposure [J]. *Hearing Research*, 2023, 429: 108702. DOI: 10.1016/j.heares.2023.108702.
- [11] GAN R Z, JIANG S Y. Surface motion changes of tympanic membrane damaged by blast waves [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2019, 141(9): 091009. DOI: 10.1115/1.4044052.
- [12] LUO H Y, DAI C K, GAN R Z, et al. Measurement of Young's modulus of human tympanic membrane at high strain rates [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2009, 131(6): 064501. DOI: 10.1115/1.3118770.
- [13] LUO H Y, JIANG S Y, NAKMALI D U, et al. Mechanical properties of a human eardrum at high strain rates after exposure to blast waves [J]. *Journal of Dynamic Behavior of Materials*, 2016, 2(1): 59–73. DOI: 10.1007/s40870-015-0041-3.
- [14] ENGLER W G, WANG X L, GAN R Z. Dynamic properties of human tympanic membrane after exposure to blast waves [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2017, 45(10): 2383–2394. DOI: 10.1007/s10439-017-1870-0.
- [15] LIANG J F, LUO H Y, YOKELL Z, et al. Characterization of the nonlinear elastic behavior of chinchilla tympanic membrane using micro-fringe projection [J]. *Hearing Research*, 2016, 339: 1–11. DOI: 10.1016/j.heares.2016.05.012.
- [16] LIANG J F, YOKELL Z A, NAKMAILI D U, et al. The effect of blast overpressure on the mechanical properties of a chinchilla tympanic membrane [J]. *Hearing Research*, 2017, 354: 48–55. DOI: 10.1016/j.heares.2017.08.003.
- [17] LIANG J F, SMITH K D, GAN R Z, et al. The effect of blast overpressure on the mechanical properties of the human tympanic membrane [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019, 100: 103368. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.07.026.
- [18] CHEN T, SMITH K, JIANG S Y, et al. Progressive hearing damage after exposure to repeated low-intensity blasts in chinchillas [J]. *Hearing Research*, 2019, 378: 33–42. DOI: 10.1016/j.heares.2019.01.010.
- [19] SMITH K D, CHEN T, GAN R Z. Hearing damage induced by blast overpressure at mild TBI level in a chinchilla model [J]. *Military Medicine*, 2020, 185(S1): 248–255. DOI: 10.1093/milmed/usz309.
- [20] JIANG S Y, GANNON A N, SMITH K D, et al. Prevention of blast-induced auditory injury using 3D printed helmet and hearing protection device: a preliminary study on biomechanical modeling and animal [J]. *Military Medicine*, 2021, 186(S1): 537–545. DOI: 10.1093/milmed/usaa317.
- [21] SHAO N N, JIANG S Y, YOUNGER D, et al. Central and peripheral auditory abnormalities in chinchilla animal model of blast-injury [J]. *Hearing Research*, 2021, 407: 108273. DOI: 10.1016/j.heares.2021.108273.
- [22] DEWEY J M. The shape of the blast wave: studies of the Friedlander equation [C]//Proceedings of the 21st International Symposium on Military Aspects of Blast and Shock. 2010: 1–9.
- [23] FRIEDLANDER F G. The diffraction of sound pulses I : diffraction by a semi-infinite plane [J]. *Proceedings of the Royal*

- Society of London Series A: Mathematical and Physical Sciences*, 1946, 186(1006): 322–344. DOI: 10.1098/rspa.1946.0046.
- [24] IYOHO A E, HO K, CHAN P. The development of a tympanic membrane model and probabilistic dose-response risk assessment of rupture because of blast [J]. *Military Medicine*, 2020, 185(S1): 234–242. DOI: 10.1093/milmed/usz215.
- [25] YOUNG R W. On the energy transported with a sound pulse [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1970, 47(2A): 441–442. DOI: 10.1121/1.1911547.
- [26] RAFAELS K, BASS C, SALZAR R S, et al. Survival risk assessment for primary blast exposures to the head [J]. *Journal of Neurotrauma*, 2011, 28: 2319–2328. DOI: 10.1089/neu.2009.1207.
- [27] 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.
- [28] KOIKE T, WADA H, ITO F, et al. High-speed video observation of tympanic membrane rupture in guinea pigs [J]. *JSME International Journal Series C: Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 2003, 46(4): 1434–1440. DOI: 10.1299/jsmec.46.1434.
- [29] JENSEN J H, BONDING P. Experimental pressure induced rupture of the tympanic membrane in man [J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 1993, 113(1): 62–67. DOI: 10.3109/00016489309135768.
- [30] 张洁元. 爆炸冲击波致豚鼠听觉和前庭功能损害评估技术与标准研究 [D]. 重庆: 陆军军医大学, 2022. DOI: 10.27001/d.cnki.gtjyu.2022.000239.
- ZHANG J Y. Evaluation techniques and criteria for auditory and vestibular function impairment caused by blast shock waves in guinea pigs [D]. Chongqing: Army Medical University, 2022. DOI: 10.27001/d.cnki.gtjyu.2022.000239.
- [31] AMREIN B E, LETOWSKI T R. High level impulse sounds and human hearing: standards, physiology, quantification: ARL-TR-6017 [R]. Affiliation: U. S. Army Research Laboratory, 2012.
- [32] CULLIS I G. Blast waves and how they interact with structures [J]. *BMJ Military Health*, 2001, 147(1): 16–26. DOI: 10.1136/jramc-147-01-02.
- [33] PADURARIU S, DE GREEF D, JACOBSEN H, et al. Pressure buffering by the tympanic membrane: in vivo measurements of middle ear pressure fluctuations during elevator motion [J]. *Hearing Research*, 2016, 340: 113–120. DOI: 10.1016/j.heares.2015.12.004.
- [34] XIE P P, PENG Y, HU J J, et al. Assessment of hearing loss induced by tympanic membrane perforations under blast environment [J]. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2020, 277(2): 453–461. DOI: 10.1007/s00405-019-05710-3.
- [35] LITTLEFIELD P D, BRUNGART D S. Long-term sensorineural hearing loss in patients with blast-induced tympanic membrane perforations [J]. *Ear and Hearing*, 2020, 41(1): 165–172. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000751.
- [36] FAY J, PURIA S, DECREAEMER W F, et al. Three approaches for estimating the elastic modulus of the tympanic membrane [J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(9): 1807–1815. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.08.022.
- [37] PRICE G R, KIM H N, LIM D J, et al. Hazard from weapons impulses: histological and electrophysiological evidence [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1989, 85(3): 1245–1254. DOI: 10.1121/1.397455.

(责任编辑 张凌云)