

文章编号: 1001-1455(2013)03-0315-06

# 爆炸冲击波对人体胸部创伤机理的有限元方法研究\*

周 杰<sup>1</sup>, 陶 钢<sup>1</sup>, 潘保青<sup>2</sup>, 张洪伟<sup>2</sup>

(1. 南京理工大学能源与动力工程学院, 江苏 南京 210094;

2. 北京跟踪与通信技术研究所, 北京 100000)

**摘要:** 通过建立简化的人体胸部三维有限元模型, 模拟爆炸冲击波与人体胸部作用, 根据人体胸部各个器官的不同, 选择合理的材料模型和参数, 提出 LS-DYNA 有限元程序局部平面波改进方法, 研究爆炸冲击波与人体胸部作用的力学过程。依据人体胸部各个器官运动的速度差, 预测创伤的区域分布; 给出肺模型的压、拉应力及剪切应力的变化规律, 分析肺的创伤区域的分布, 与解剖实验结果基本一致。对比 Bowen 创伤曲线, 证明人体胸部三维有限元模型可以有效得到冲击波创伤特征。

**关键词:** 爆炸力学; 爆炸创伤; 有限元方法; 人体胸部; 流固耦合

**中图分类号:** O385      **国标学科代码:** 13035      **文献标志码:** A

爆炸冲击波与人体胸部作用时, 会在器官中产生应力波, 肺中含有空气, 最容易受到创伤。应力波在肺中的传播会产生肺泡散裂、内爆裂及压垮等创伤效应<sup>[1-3]</sup>。采用有限元方法研究生物创伤问题, 已经在创伤领域中广泛应用。

I. G. Bowen 等<sup>[4]</sup>在大量的爆炸冲击波对动物的杀伤实验的基础上, 按照一定的准则折合成人在爆炸场中的肺器官不同创伤状态的阈值, 从而获得 Bowen 创伤曲线, 即根据已知冲击波波形, 参考 Bowen 创伤曲线就可预估人体肺的创伤程度。J. H. Stuhmiller 等<sup>[5-6]</sup>基于人体胸部数学模型与做功的创伤标准, 研制了爆炸冲击波对肺创伤的评估软件 Injury, 通过人体胸部四周的冲击波加载参数, 计算胸腔运动速度, 得到冲击波对肺组织的做功, 参照肺创伤的功准则, 可以预测冲击波对肺组织的创伤程度及肺出血的面积比, 但是无法知道应力波在生物器官中传播引起的创伤原因及创伤区域的分布<sup>[2]</sup>。

本文中利用 CAD/CAE 软件, 建立简化的人体胸部三维有限元模型。采用局部平面波模拟方法, 研究爆炸波与人体胸部的作用, 器官内部产生的应力波运动规律, 包括反射和透射等物理现象, 以及对器官造成的创伤。依据 Bowen 创伤曲线加载的爆炸冲击波参数作为输入数据, 通过 LS-DYNA 的流固耦合方法, 计算人体胸部在自由空间中所受爆炸波作用的力学响应。根据计算结果, 分析器官之间的运动速度, 肺中的压、拉应力及剪切应力变化规律, 得到可能的创伤区域及分布。

## 1 模型和方法

### 1.1 人体胸部有限元模型的建立

应力波从一种介质传播到另一种不同阻抗的介质时, 会产生反射和透射; 当反射波和入射波相遇时可能会出现进一步加载的情况, 将会在临近的接触表面造成相当大的压、拉应力及剪切应力<sup>[7]</sup>。当应力波在人体胸部传播, 由于生物器官的材料性质的差异, 也会发生同样的力学现象, 这将会使肺器官出现创伤, 根据研究的需要, 并且参照人体 CT 图像, 将人体胸部模型简化成包含骨骼、心脏、肺和肌肉的模型, 如图 1 所示。虽然简化模型与真实的人体胸部模型有一定的差距, 但两者受冲击波作用的物理过程基本一致。人体胸部有限元模型的网格最小尺寸为 4 mm, 网格总数为 145 240, 人体胸部模型的上下平面设定为透射边界, 即应力波可透过接触平面而不发生反射。

\* 收稿日期: 2012-03-30; 修回日期: 2012-08-16

作者简介: 周 杰(1986—), 男, 博士研究生。

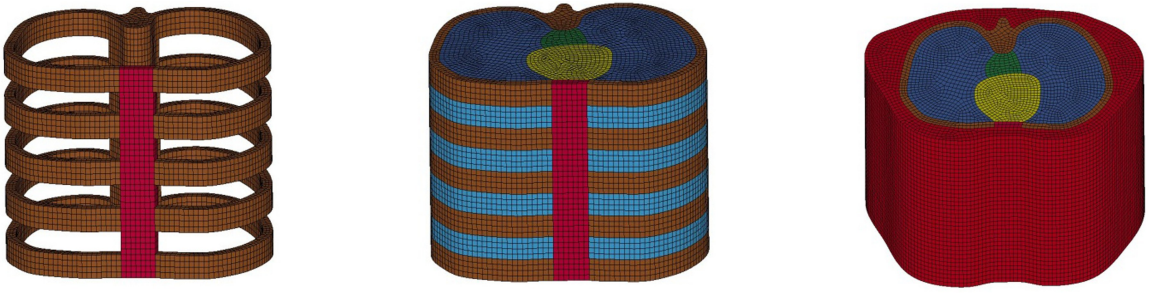


图 1 人体胸部网格模型

Fig. 1 Grid model of human thorax

准确模拟爆炸冲击波对人体胸部作用的力学过程,关键在于选取合理的人体胸部生物组织的材料模型与参数。生物组织中肌肉采用粘弹性模型<sup>[8]</sup>,肺部选取连续介质的 Fung-Vawter 模型,心脏选取心脏材料模型;肋骨、脊骨等硬组织则采用线弹性模型<sup>[9]</sup>。

### 1.2 冲击波的计算模拟方法

爆炸冲击波传播一定距离后与人体相互作用,人体的宽度与波阵面尺度相比较是一个小量,因而忽略爆炸波阵面的弯曲程度,可近似当作局部平面波。自由空间爆炸冲击波对人体胸部创伤的计算模型如图 2 所示。采用局域平面波方法,人体距离爆炸源 0.4 m 朝向平面冲击波。模型分为冲击波的生成区域和冲击波的空气传播区域。冲击波生成区域为  $1.8 \text{ m} \times 0.01 \text{ m} \times 0.2 \text{ m}$ ,划分为 3 600 网格,且与空气域的接触平面共节点。空气域的其余 5 个平面上的节点的所有运动和旋转方向受到约束以控制冲击波的传播方向。空气域为  $1.8 \text{ m} \times 1.2 \text{ m} \times 0.2 \text{ m}$ ,划分为 432 000 网格。为模拟自由空间,空气域的两侧边界设为刚性边界,与平面波源正对的边界设为透射边界,允许流体介质流出该空气域。

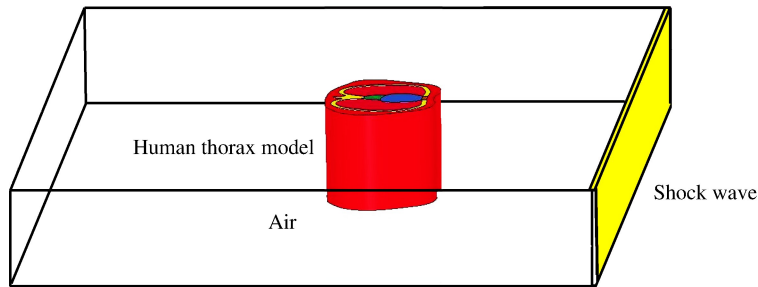


图 2 计算模型

Fig. 2 Calculation model

对计算区域进行单元离散,网格为 8 结点映射网格单元,采用流固耦合计算方法,利用 LS-DYNA 显式积分法求解。计算域内所有爆炸冲击波的加载边界和空气为多物质流体 ALE 网格,人体生物组织为固体 Lagrange 网格,流固耦合采用罚函数约束方式追踪结构和流体位置间相对位移,计算界面力并分布到流体结点上实现耦合。

### 1.3 平面冲击波加载条件

A. D. Greer<sup>[2]</sup>建立的局域平面冲击波方法计算模型包括:高温区域和空气域。计算模型采用理想气体状态方程  $pV = nRT$ ,当相对体积  $V$  为常量时,压力  $p$  与温度  $T$  呈线性关系。可通过温度-时间曲线加载到高温区域,计算获得有效的压力-时间曲线。但是此方法需要约束所有外边界上节点的运动方向和旋转方向,会导致冲击波无法透射出边界,因此不能模拟无限大区域效应。基于上述问题,本文中采用气体线性多项式状态方程代替理想气体状态方程,既能获得所需冲击波,又能够有效的控制边界条件。根据气体线性多项式状态方程,依据冲击波的压力和单位体积内能之间的关系,可计算得到所需要的冲击波。由气体热力学可知:气体膨胀会产生冲击波,其热力学状态只受体积内能和相对体积控制。计算模型中空气域和冲击波生成区域均采用气体的线性多项式状态方程

$$p = C_0 + C_1\mu + C_2\mu^2 + C_3\mu^3 + (C_4 + C_5\mu + C_6\mu^2)E \quad (1)$$

式中： $p$  为冲击波的超压， $E$  为体积内能， $\mu=1/V-1$ ， $V$  为相对体积。空气域和冲击波生成区域均采用空气材料模型，具体参数如表 1。将参数代入式(1)，得到冲击波生成区域和空气域的状态方程

$$p = C_0 + [C_4 + C_5(1/V - 1)] E \tag{2}$$

表 1 冲击波生成区域和空气域的参数

Table 1 Parameters for shock wave-generated and air domains

材料参数	$C_0$	$C_1$	$C_2$	$C_3$	$C_4$	$C_5$	$C_6$	$V$
冲击波生成区域	-0.1	0	0	0	0.4	0.4	0	1.0
空气域	-0.1	0	0	0	0.4	0.4	0	1.0

冲击波生成区域内，设相对体积  $V=1.0$ ，因此爆轰压力  $p$  与体积内能  $E$  呈线性关系。通过将冲击波的压力-时间曲线，由方程(2)转化为体积内能-时间曲线，然后将曲线加载到冲击波生成区域的 K 文件中。利用 LS-DYNA 有限元程序来模拟空气域内的冲击波。

依据修正的 Bowen 创伤曲线<sup>[4]</sup>，如图 3 所示，其中  $D_c$  为肺组织的临界创伤状态， $D_{10}$  和  $D_{99}$  分别为在受爆炸冲击波作用后 24 h 内死亡率为 1% 和 99%。参照修正的 Bowen 创伤曲线，选取冲击波与人体胸部作用时肺器官已经受到创伤的点，将所选点冲击波参数加载到计算模型中，入射冲击波超压峰值为 200 kPa，正压持续时间为 3 ms，波形如图 4 所示。

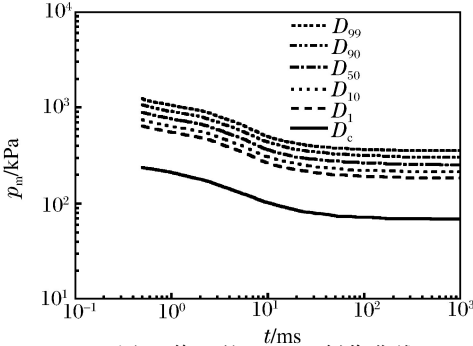


图 3 修正的 Bowen 创伤曲线

Fig. 3 Modified Bowen curves

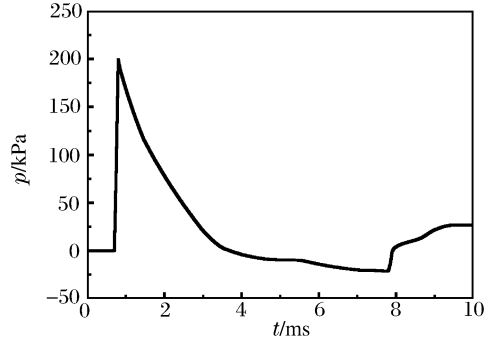


图 4 入射冲击波

Fig. 4 Incident shock wave

## 2 创伤特征分析

### 2.1 人体生物组织的运动速度

计算得到的爆炸冲击波与人体胸部作用后的流场，如图 5 所示。入射冲击波会导致人体胸部器官（如胸廓肌肉、骨骼、肺、心脏等）产生不同的运动速度，各器官的运动速度，如图 6 所示。由图 6 可知，在冲击波作用下，心脏的运动速度相对较小，这会使与其接触的其他组织产生剪切或压、拉伤害。肌肉、肺及骨骼运动的速度峰值大小基本相同，但是由于速度峰值出现在不同时刻，同样会导致生物组织之间的相对不同步运动。这种运动差异很容易造成各器官之间在接触面上产生创伤。由计算结果可知，根据

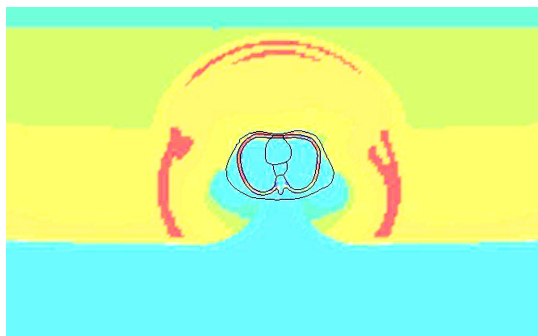


图 5 入射冲击波流场

Fig. 5 Contours of incident shock wave

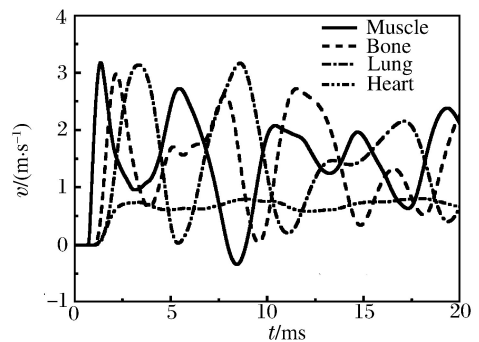


图 6 人体胸部各生物器官的速度

Fig. 6 Velocity histories of thorax organs

各个生物组织的几何位置关系和相对速度,肺与心脏接触面容易受剪切伤害;骨骼、肌肉与肺接触面容易受压、拉损伤,而其边缘接触部分则容易受到剪切伤害。

### 2.2 肺部压、拉应力创伤分析

图 7 所示为爆炸冲击波与人体胸部作用时,典型时刻的肺部压、拉应力变化特征。当  $t=1.0\text{ ms}$  时,应力波还没有传播到肺部,应力为零。当  $t=2.3\text{ ms}$  时,应力波传播到肺器官中,此时压应力的最大峰值集中在肌肉与肺部的接触面。从图 6 中可知,此时肌肉与肺部的速度差相对较大,肌肉速度较高,肺部与其接触的部分会受到比较强烈的压迫作用,所以肺与肌肉接触的区域容易受到创伤。由于肋骨的阻抗相对较高,对应力波有明显的削弱作用,所以胸前部的肋骨对肺部有保护作用。当  $t=4.6\text{ ms}$  时,肺后部与脊骨、肋骨接触面出现相对较高的压应力峰值,虽然肺对应力波的传播有阻尼作用,但是由于胸后部的脊骨、肋骨对应力波有反射增强的作用,所以此处出现较高的压应力峰值,也是容易产生的创伤区域之一。当  $t=7.6\text{ ms}$  时,应力波会继续在人体胸部传播,能量不断衰减,肺部应力峰值逐渐降低,对肺部的创伤效果也明显减弱。

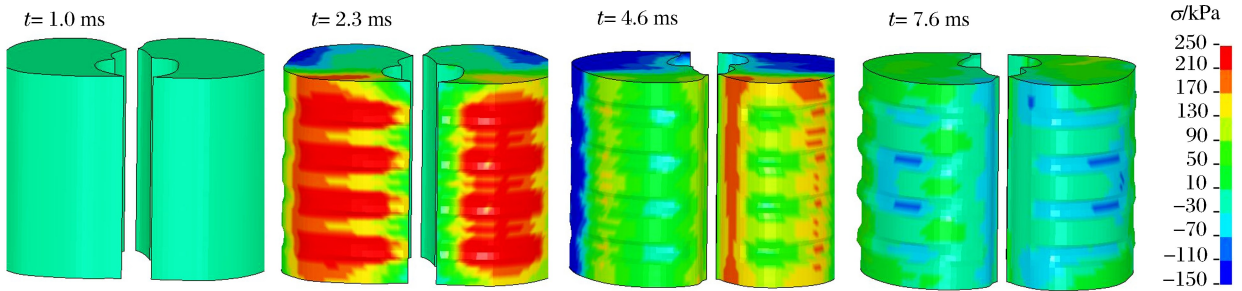


图 7 肺部典型时刻的压、拉应力云图

Fig. 7 Compressive and tensile stress contours of the lung

图 8 为肺部典型单元的拉、伸应力变化曲线,分别选取肺部与肌肉、肋骨及脊骨接触的单元为压力监控点,其中肺部与肌肉接触的单元压应力的峰值为  $396.2\text{ kPa}$ ,约是入射冲击波的超压峰值  $200\text{ kPa}$  的 2 倍,而单元的拉应力峰值为  $204.6\text{ kPa}$  相对于压应力的值较小,所以在肺部与肌肉接触的部分压应力可能对肺部创伤起主要作用。肺前部与肋骨接触单元的压、拉应力的峰值分别为  $203.4$ 、 $177.4\text{ kPa}$ ,都相对低于肺部与肌肉接触单元的压、拉应力峰值,说明胸前部的肋骨对肺部有保护作用。肺后部与脊骨、肋骨接触的单元的压、拉应力峰值分别为  $230.8$ 、 $135.8\text{ kPa}$ ,而压应力值却稍高于肺前部与肋骨接触的单元的压应力值。这是由于胸后部的脊骨、肋骨对应力波有反射增强的作用,导致接触单元的压应力值较大。这说明与肺前部接触的肋骨对肺起到了保护作用,而与肺后部接触的肋骨、脊骨却对肺部创伤起到增强的作用,说明肺前部和后部的解剖创伤位置是不同的。

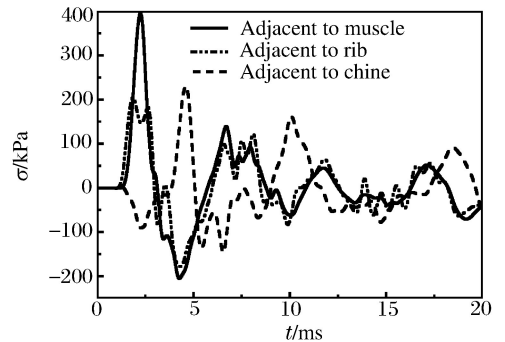


图 8 肺部典型单元的压、拉应力变化曲线

Fig. 8 Compressive and tensile stress histories of the lung

### 2.3 肺部剪切应力创伤分析

图 9 所示为肺部典型时刻的剪切应力云图。剪切应力的峰值分布位于肺与肋骨接触的边缘,肺与心脏接触的界面,其中肺与肋骨接触的单元和肺与肌肉接触的单元存在较大的运动速度差,所以容易在肺与肋骨接触边缘造成剪切创伤。肺与心脏在爆炸冲击波作用下,由于生物材料性质的差异,导致生物器官存在着运动的速度差,同样也会对肺与心脏的接触部分,造成剪切伤害。肺部与心脏、肋骨(边缘)接触的单元的剪切应力变化规律,如图 10 所示。肺前部与肋骨的剪切应力峰值为  $82.7\text{ kPa}$ ;肺后部与肋骨接触的部分出现了双峰且时间相对前者有所滞后,可能是因为应力波开始在肺中传播造成第 1 次剪切峰值为  $85.86\text{ kPa}$ ,由于胸后肋骨及脊骨的反射导致第 2 次剪切峰值为  $-113.4\text{ kPa}$ ;肺与心脏接触

单元的剪切应力峰值为 -130.8 kPa; 以上这部分区域都剪切创伤容易产生的区域。

由计算结果可知, 沿肋骨、心脏及脊骨容易产生创伤, 与 R. F. Bellamy 等<sup>[10]</sup>的爆炸创伤实验一致。

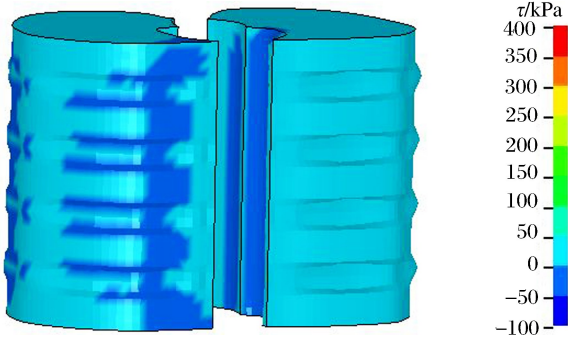


图 9 肺部典型时刻剪切应力云图

Fig. 9 Shear stress contours of the lung

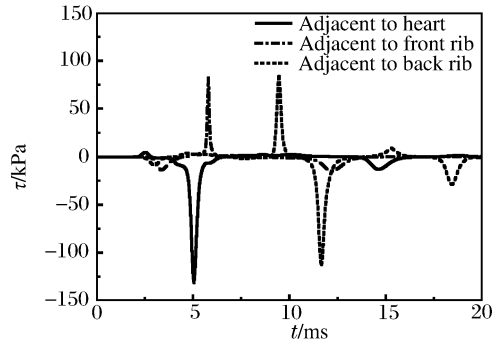


图 10 肺部典型单元的剪切应力

Fig. 10 Shear stress histories of the lung

### 3 计算结果分析

文献<sup>[10]</sup>中给出了绵羊在自由场中受爆炸冲击波作用的创伤结果, 创伤程度分为细微、轻微、中等和严重 4 个等级, 分别对应的肺出血面积为有斑点、小于 10%、10%~50% 之间和超过 50%。绵羊的右半部分面向爆炸源, 并在受爆炸冲击波作用后 1 h 进行解剖。利用 Injury8.1 创伤评估软件, 评估肺器官的创伤程度。人体模型四周所受冲击波压力曲线如图 11 所示。

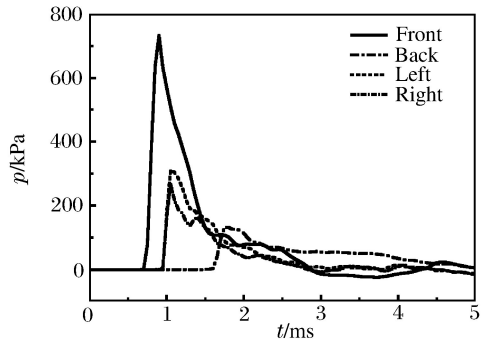


图 11 人体模型四周的压力

Fig. 11 Pressure histories around human model

爆炸冲击波与人体胸部作用时, 肺器官 95% 没有受到创伤, 只有 5% 的区域 (斑点) 会出现肺出血。通过解剖观察得知肺器官容易出血的区域沿着肋骨分布, 且肺的右半部分正对爆炸源出血相对较为严重, 与计算分析的创伤分布区域基本一致。实际上, 由于肺器官中的毛细管和肺泡壁只有 1 个细胞厚度且强度较低, 因此对强应力波效应几乎无防卫能力, 因此, 应力波是爆炸肺创伤的主要原因。肺中的复杂应力波是由于胸腔中各生物材料之间的反射和聚焦所产生, 而且剪切波可造成较硬的细支气管剪切肺组织。这些现象已得到实验证实, 如肋膜破口和在肺泡及小叶内静脉壁之间的撕裂等<sup>[2]</sup>。我们已经知道, 爆炸肺创伤主要是由于肺组织中肺泡的破裂所引起, 而肺泡的尺寸是  $10^{-4}$  m 量级, 因此微观软组织的破坏机理需要进一步深入研究。

### 4 结 论

利用简化人体胸部模型和局域平面波方法, 研究了爆炸冲击波的创伤特征, 计算结果与实验结果一致, 说明该分析方法是合理的, 具体结论如下:

(1) 建立了简化人体胸部有限元模型, 利用平面冲击波局域法, 参照 Bowen 曲线参数, 在空气域中输入所需要的爆炸冲击波, 计算得到在爆炸冲击波与人体胸部作用下, 各器官会产生不同的运动速度, 这是造成创伤的重要原因。由此产生的剪切应力, 容易造成肋骨与肺部界面, 心脏与肺部截面创伤。同时, 当应力波在人体胸部传播时, 对于肺前部, 肺与肌肉接触部分容易创伤, 胸前部肋骨对肺部有保护作用。对于胸后部, 由于肋骨及脊骨对应力波有反射增强作用, 所以相应的肺部区域容易损伤。

(2) 模拟肺部创伤的结果与文献<sup>[10]</sup>中的解剖图结果一致, 证实了 R. F. Bellamy 等预测的爆炸创伤容易产生区域, 表明计算模型和方法是合理、有效的。

## 参考文献:

- [1] Argyros G J. Management of primary blast injury[J]. *Toxicology*, 1997, 121(1):105-115.
- [2] Greer A D. Numerical modeling for the prediction of primary blast injury to the lung[D]. Ontario: University of Waterloo, 2006.
- [3] Axe J R, Abbrecht P H. Analysis of the pressure-volume relationship of excised lungs[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 1985, 13(2):101-117.
- [4] Bowen I G, Fletcher E R, Richmond D R. Estimate of man's tolerance to the direct effects of air blast[R]// Technical Progress Report, DASA-2113, 1968.
- [5] Stuhmiller J H, Ho K, Vorst M, et al. A model of blast overpressure injury to the lung[J]. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29(2):227-234.
- [6] Stuhmiller J H. Biological response to blast overpressure: A summary of modeling[J]. *Toxicology*, 1997, 121(33):91-103.
- [7] Meyers M A. Dynamic behavior of materials[M]. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc., 1994:128-143.
- [8] Mukherjee S, Chawla A, Karthikeyan B. Finite element crash simulations of the human body: Passive and active muscle modeling[J]. *Sadhana*, 2007, 32(4):409-426.
- [9] Chang H T. The development, validation and comparison of a finite element human thorax model for automotive impact injury studies[D]. Iowa: University of Iowa, 2001.
- [10] Bellamy R F, Zajchuk R. Conventional warfare: Ballistic, blast, and burn injuries[M]. Washington, DC: Office of the Surgeon General of the US Army, 1991:241-290.

## Mechanism of blast trauma to human thorax: A finite element study\*

Zhou Jie<sup>1</sup>, Tao Gang<sup>1</sup>, Pan Bao-qing<sup>2</sup>, Zhang Hong-wei<sup>2</sup>

(1. School of Energy and Power Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, Jiangsu, China;

2. Beijing Institute of Tracking and Telecommunications Technology, Beijing 100000, China)

**Abstract:** A simplified three-dimensional finite element model for human thoraxes was established and the proper material models and parameters were selected for the different thorax organs. The mechanical interaction of the blast waves and the thorax was explored by the self-developed local-plane wave method based on LS-DYNA. According to the speed differences between the different organs, the trauma distributions were predicted. The trauma distributions of the lung organs were analyzed with the aid of the variations of compressive, tensile and shear stresses in the lung model. The simulated results are consistent with the anatomy experimental results and the calculated results by the Injury code. So the method proposed is effective and precise to simulate the trauma characteristics of human thoraxes subjected to blast shock waves and it can provide an effective approach to the researches on the blast trauma.

**Key words:** mechanics of explosion; blast trauma; finite element method; human thorax; fluid-structure coupling

\* Received 30 March 2012; Revised 16 August 2012

Corresponding author: Zhou Jie, Beijihu1986@163.com