爆炸冲击波与人体胸部相互作用数值模拟

巨圆圆^{1*}, 张磊¹, 杜志鹏¹, 徐成², 阮狄克²

1. 海军研究院, 北京 100161;

2. 解放军总医院第六医学中心, 北京 100048

*联系人, E-mail: juyy2013@163.com

收稿日期: 2021-01-11; 接受日期: 2021-03-28; 网络出版日期: 2021-08-25

国家自然科学基金(编号: 11902356)资助项目

摘要 通过建立爆炸冲击波与人体胸部相互作用的有限元模型, 对人体胸部中应力波的传播特性和胸部动态响应规律进行分析. 胸部正面的冲击波受到胸部表面的反射作用, 峰值最大; 胸部背面的冲击波由两侧绕射冲击波叠加而成, 峰值最小; 胸部两侧绕射冲击波峰值大小相近. 由于胸部材料波阻抗特性的差异, 肺部正面主要受到入射冲击波经肌肉和胸骨传播进入的压缩波作用; 肺部侧面受到胸骨变形运动产生的弱拉伸波和入射冲击波引起的强压缩波共同作用; 肺脏背面除了和侧面相类似的情况外, 还受到椎骨反射引起的压缩波作用. 胸部表面压力、胸部各组织压力以及胸部变形速度随爆炸冲击波的变化规律可以拟合为: $y = A \left[1 - \exp\left(-\frac{x}{B}\right) \right]$, 式中, y 为因变量, x 为爆炸冲击波峰值超压, A 和 B 为拟合常数.

关键词 爆炸冲击波, 人体胸部, 传播规律, 载荷特性, 数值模拟

PACS: 43.28.Mw, 47.11.Fg, 47.40.Nm

1 引言

爆炸伤研究涉及爆炸力学、冲击动力学、生物力学、军事医学等学科领域, 是多学科综合运用、相互交叉的研究领域. 西班牙内战(1936–1939)时就已出现大量没有外伤的军人死亡报告. 直到第二次世界大战, 研究者才发现爆炸冲击波会造成人员伤亡. 爆炸伤的实质性研究开始于20世纪50年代, 此后各国学者对爆炸伤开展了大量的研究工作. Clemedson^[1–3]指出爆炸冲击波作用下含气器官最容易受到创伤, 肺水肿、肺

出血及动脉气栓是造成人员死亡的主要因素. Boutilier等人^[4]对复杂冲击波与胸部替代品的相互作用进行了实验研究, 结果表明, 胸部速度和位移峰值是胸部损伤标准的重要参数. 陈海斌等人^[5]开展爆炸伤动物实验, 结果表明肺冲击伤主要发生于冲击波衰减阶段, 而在压缩段不会直接引起明显损伤. Roberts和Chen^[6]忽略人体胸部软组织特性, 利用线弹性描述胸骨, 建立简化的人体胸部有限元模型, 并对静载荷下胸部响应进行了仿真计算^[7]. 随后, Chen^[8]对该模型进行扩展, 合成了心脏和肺脏等子系统. Greer^[9], Thom^[10]对

引用格式: 巨圆圆, 张磊, 杜志鹏, 等. 爆炸冲击波与人体胸部相互作用数值模拟. 中国科学: 物理学 力学 天文学, 2021, 51: 124615

Ju Y Y, Zhang L, Du Z P, et al. Numerical simulation on interaction between blast shock wave and human thorax (in Chinese). Sci Sin-Phys Mech Astron, 2021, 51: 124615, doi: [10.1360/SSPMA-2020-0503](https://doi.org/10.1360/SSPMA-2020-0503)

不同爆炸冲击波下人体胸部动态力学响应过程进行仿真, 结果表明爆炸冲击波作用下, 胸部各器官会产生不同的运动速度, 由此产生的剪切应力容易造成肋骨与肺部界面、心脏与肺部界面的创伤. 周杰等人^[11-13]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, 建立了简化的人体胸部三维有限元模型, 利用局部平面波加载方法模拟爆炸冲击波与人体胸部相互作用, 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, 并建立了胸部创伤评估模型. 巨圆圆等人^[14,15]基于动物实验和量纲分析理论获得了兔死亡曲线, 对爆炸冲击波作用下兔是否死亡进行了理论预测, 并开展了爆炸冲击波作用下胸部动态响应的数值模拟研究. 王海滨等人^[16]采用甲烷-空气预混气体爆炸冲击波对密闭管道内大鼠的作用模型, 观察了冲击波对管道内不同位置大鼠的损伤程度, 并从病理组织学角度分析冲击波作用下肺、肝、脾组织损伤效应及机理. Bowen等人^[17-19]根据爆炸试验数据建立了爆炸创伤病理学数据库并绘制出创伤曲线, 利用爆炸冲击波超压值和正压作用时间, 即可预测死亡概率. Gruss^[20]和 Bass等人^[21]分别对Bowen创伤曲线进行了修正. Axelson和Yelverton^[22]建立了人体胸部一维动力学模型, 得到冲击波与胸壁速度峰值的定量关系, 进而利用胸壁速度峰值对冲击波创伤效应进行量化评估. Stuhmiller等人^[23]以肺吸收能量为创伤参数, 获得肺创伤的评估方法.

国内外针对爆炸冲击波致生物损伤已经开展了大量的研究工作, 但对于爆炸冲击波在人体胸部中的传播规律还没有细致研究. 本文建立了爆炸冲击波与人体胸部相互作用的有限元计算模型, 对人体胸部中应力波的传播特性和胸部动态响应规律进行分析, 为爆

炸冲击波作用下人员毁伤评估及其防护救治提供参考.

2 计算模型和方法

基于美国可视化人体计划的数据信息建立人体胸部模型^[9,24]. 通过HYPERMESH有限元前处理软件重构人体胸部几何模型并划分网格, 建立人体胸部有限元计算模型, 如图1所示. 由于人体胸部可以看作是由肋骨和肋骨间隙重复组成的结构, 因此选取1/2厚度肋骨和1/2厚度肋间组织建立人体胸部准二维模型, 模型厚度方向约1.4 cm, 左右方向约31 cm, 前后方向约14 cm, 如图1(a)所示. 为了保证计算精度, 胸部模型采用六面体网格, 厚度方向网格尺寸为3.5 mm, 如图1(b)所示. 胸部肌肉、肋骨和肺脏材料特性不同, 并且由于胸部几何结构的影响, 应力波在胸部不同位置不同组织中的传播特性不同, 因此, 在胸部正面、侧面和背面不同位置处的肌肉、肋骨和肺脏中选取若干单元作为测点. 为了避免单个单元的计算误差, 选取平面4个单元、厚度方向2个单元, 共8个单元作为一个测点, 测点位置如图1(c)所示.

采用流固耦合算法模拟爆炸冲击波与人体胸部的相互作用. 为了保证计算精度并节省计算资源, 采用渐变方式划分空气网格, 胸部所在位置区域网格较密, 尺寸约3 mm. 为了观测围压单元和胸部周围爆炸冲击波压力历史, 在空气域中选取若干单元作为测点, 如图2所示.

人体胸部肌肉、心脏、肺脏采用线黏弹性本构模型, 骨骼采用弹性本构模型, 表1为胸部主要材料参数^[25].

图1 (网络版彩图)胸部有限元计算模型. (a) 胸部模型(未显示肌肉); (b) 胸部网格(未显示肌肉); (c) 胸部模型测点

Figure 1 (Color online) Finite element computational model. (a) Thorax model without muscle; (b) thorax elements without muscle; (c) measurement points in thorax model.

图 2 (网络版彩图)胸部和空气模型
Figure 2 (Color online) Thorax and air model.

表 1 胸部主要材料参数

Table 1 Material parameters of thorax

	E (GPa)	ν	G_0 (kPa)	G_∞ (kPa)	K (GPa)	β	ρ (g cm $^{-3}$)
肌肉	—	—	200	195	2.9	0.1	1.20
肺脏	—	—	67	65	0.744	0.1	0.60
心脏	—	—	67	65	0.744	0.1	1.00
椎骨	0.355	0.26	—	—	—	—	1.33
肋骨	9.5	0.20	—	—	—	—	1.08
胸骨	9.5	0.25	—	—	—	—	1.25

利用空气线性多项式状态方程, 将爆炸冲击波压力历史曲线转化为单位体积内能历史曲线, 并作为边界条件加载到围压单元中, 从而实现爆炸冲击波在空气中的传播^[26]. 图3为围压单元自由场压力峰值100 kPa时的自由场压力曲线和胸部所在位置处自由场压力历史曲线, 围压单元中自由场压力峰值为100 kPa, 压力持续时间为3 ms; 胸部正面所在位置处自由场压力峰值为78 kPa.

3 计算结果及分析

3.1 冲击波与胸部作用过程

图4为围压单元中自由场峰值压力为100 kPa时, 爆炸冲击波与人体胸部相互作用过程. 可以看出, $t=0.4$ ms时, 爆炸冲击波在空气介质中传播; $t=0.8$ ms时, 爆炸冲击波到达胸部表面, 胸部肌肉受到压缩作用, 爆炸冲击波受到胸部表面的反射作用, 胸部前方附近空气介质中的入射冲击波压力增强; $t=1.0$ ms时, 爆炸冲击波受到胸部两侧的绕射作用, 同时, 入射冲

图 3 (网络版彩图)围压单元及胸部正面空气单元冲击波压力曲线

Figure 3 (Color online) Pressure histories of shock wave in ambient element and air elements in front of thorax.

击波在胸部不同组织中产生复杂应力波; $t=2.0$ ms时, 入射冲击波围绕人体胸部继续传播, 在胸部背面发生汇聚叠加, 使得胸部背面受到冲击波作用.

图5为围压单元中自由场峰值压力为100 kPa时, 人体胸部前后左右不同位置处的冲击波历史曲线, 胸部迎爆面冲击波最大, 因为入射冲击波在表面反射使得冲击波增大, 胸部背爆面冲击波小, 这是绕射冲击波叠加形成的, 胸部侧面的冲击波大小相近, 是由冲击波绕射产生的.

3.2 应力波在胸部中的传播特性

冲击波与人体胸部相互作用后, 在人体胸部中产生复杂的应力波传播过程. 图6为围压单元中自由场峰值压力为100 kPa时, 应力波在胸部中的传播过程. $t=0.8$ ms时, 应力波进入胸部肌肉中传播; $t=1.0$ ms时, 应力波经肌肉传播进入胸骨、肋骨并进入心脏和肺脏. 由于胸部不同组织波阻抗之间的差异, 应力波在胸骨和肋骨中的传播速度明显快于肌肉、心脏和肺脏等软组织, 另外, 肋骨中最初到达的应力波会在相邻的肌肉和肺脏组织中引发较弱的应力波; $t=1.4$ ms时, 肺部传播应力波受到椎骨的反射和绕射作用, 在椎骨周围的肺脏中产生较强的应力波; $t=2.0$ ms时, 应力波在胸部各组织中经过多次反射.

通过胸部不同组织中单元的压力历史曲线, 可以进一步分析胸部不同组织中压力载荷传播规律及分布

图 4 (网络版彩图)爆炸冲击波与胸部相互作用过程. (a) $t=0.4$ ms; (b) $t=0.8$ ms; (c) $t=1.0$ ms; (d) $t=2.0$ ms
Figure 4 (Color online) Interaction process of blast shock wave and thorax. (a) $t=0.4$ ms; (b) $t=0.8$ ms; (c) $t=1.0$ ms; (d) $t=2.0$ ms.

图 5 (网络版彩图)胸部不同位置处压力历史曲线
Figure 5 (Color online) Pressure histories at different locations around thorax.

特性. 图7为围压单元中自由场峰值压力为100 kPa时, 胸部不同组织中的压力载荷曲线. 图7(a)为胸部正面肌肉、胸骨、心脏和肺脏中典型单元的压力历史曲线, 入射冲击波以应力波的形式依次传播进入肌肉、胸骨以及心脏和肺脏, 肌肉中压力峰值达到260 kPa时, 胸骨中压力峰值达到600 kPa, 心脏和肺脏中压力峰值超过100 kPa, 肺部主要受到入射冲击波经肌肉和胸骨传播进入的压缩波作用. 图7(b)为胸部侧面肌肉、肋骨和肺脏中典型单元的压力历史曲线, 由于肋骨的波阻抗大于肌肉和肺脏的波阻抗, 肋骨首先受到压缩波作用, 压力峰值约为300 kPa, 产生较小的变形运动, 并在肌肉和肺脏中产生较弱的拉伸波, 压力峰值

仅十几kPa, 随后入射冲击波到达肌肉和肺脏, 并在肌肉和肺脏中产生较强的压缩波, 压力峰值超过120 kPa, 肺脏同时受到胸骨变形引起的弱拉伸波作用和入射冲击波引起的强压缩波作用. 图7(c)为胸部背面肌肉、肋骨和肺脏中典型单元的压力历史曲线, 除了与胸部侧面的情况类似之外, 肌肉和肺部还受到由于椎骨的反射作用引起的压缩波作用, 肋骨中压力峰值约为180 kPa, 肌肉和肺脏中的压力峰值分别达到160和140 kPa.

3.3 胸部动态响应规律

3.3.1 胸部表面压力

图8为胸部表面不同位置处压力峰值随爆炸冲击波超压峰值的变化规律. 相同爆炸冲击波作用下胸部正面压力峰值最大, 胸部背面压力峰值最小, 胸部两侧压力峰值介于中间; 胸部表面不同位置处压力峰值与爆炸冲击波超压峰值之间的关系可以拟合为

$$P = \begin{cases} -930 \left[1 - \exp\left(-\frac{\Delta P}{420}\right) \right], & \text{front,} \\ 610 \left[1 - \exp\left(-\frac{\Delta P}{590}\right) \right], & \text{left,} \\ 410 \left[1 - \exp\left(-\frac{\Delta P}{450}\right) \right], & \text{right,} \\ 350 \left[1 - \exp\left(-\frac{\Delta P}{600}\right) \right], & \text{back.} \end{cases} \quad (1)$$

图 6 (网络版彩图)应力波在胸部的传播过程. (a) $t=0.8$ ms; (b) $t=1.0$ ms; (c) $t=1.4$ ms; (d) $t=2.0$ ms

Figure 6 (Color online) Propagation process of stress wave into thorax. (a) $t=0.8$ ms; (b) $t=1.0$ ms; (c) $t=1.4$ ms; (d) $t=2.0$ ms.

图 7 (网络版彩图)胸部不同组织中压力曲线. (a) 胸部正面; (b) 胸部侧面; (c) 胸部背面

Figure 7 (Color online) Pressure in different tissues of thorax. (a) Front of thorax; (b) side of thorax; (c) back of thorax.

3.3.2 胸部各组织压力

图9为胸部正面、侧面和背面肌肉、肋骨和肺脏

中压力峰值随爆炸冲击波超压峰值的变化规律. 相同爆炸冲击波作用下胸部正面肋骨中的压力峰值最大,

图 8 (网络版彩图)峰值超压与胸部表面峰值压力关系

Figure 8 (Color online) Relationship between overpressure of blast shock wave and peak pressure on thorax surface.

肺脏中的压力峰值最小, 肌肉中的压力峰值介于中间; 胸部侧面和背面肋骨中的压力峰值最大, 肌肉中的压力峰值最小, 肺脏中的压力峰值介于中间; 胸部不同位置处肌肉、肋骨和肺脏中压力峰值与爆炸冲击波超压峰值之间的关系可以拟合为

$$P_{\text{muscle}} = \begin{cases} -1480 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{610}\right) \right], \text{ front,} \\ -1420 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{1380}\right) \right], \text{ side,} \\ 550 \left[1 - \exp\left(-\frac{\Delta P}{350}\right) \right], \text{ back,} \end{cases} \quad (2)$$

$$P_{\text{rib}} = \begin{cases} -3300 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{590}\right) \right], \text{ front,} \\ -1360 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{480}\right) \right], \text{ side,} \\ -740 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{450}\right) \right], \text{ back,} \end{cases} \quad (3)$$

$$P_{\text{lung}} = \begin{cases} -830 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{640}\right) \right], \text{ front,} \\ -930 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{770}\right) \right], \text{ side,} \\ -1090 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{670}\right) \right], \text{ back.} \end{cases} \quad (4)$$

图 9 (网络版彩图)冲击波峰值超压与胸部各组织中峰值压力的关系. (a) 胸部正面; (b) 胸部侧面; (c) 胸部背面

Figure 9 (Color online) Relationship between overpressure of blast shock wave and peak pressure on each part of thorax. (a) Front of thorax; (b) side of thorax; (c) back of thorax.

3.3.3 胸部变形速度

图10为胸部不同部位骨骼变形速度峰值随爆炸冲击波超压峰值的变化规律. 相同爆炸冲击波作用下胸骨变形速度峰值最大, 肋骨变形速度峰值最小, 肋软骨和椎骨介于中间; 胸部骨骼变形速度峰值和平均值与爆炸冲击波超压峰值之间的关系可以拟合为

$$V_{\text{ave}} = -16 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{1950}\right) \right], \quad (5)$$

$$V_{\text{max}} = -465 \left[1 - \exp\left(\frac{\Delta P}{44250}\right) \right]. \quad (6)$$

4 结论

胸部表面反射作用使得正面冲击波峰值最大, 胸部两侧绕射冲击波在背面叠加产生的冲击波峰值最小, 胸部两侧绕射冲击波峰值大小相近. 肺部正面主要受到入射冲击波经肌肉和胸骨传播进入的压缩波作用, 肺部侧面受到胸骨变形运动产生的弱拉伸波和入射冲击波引起的强压缩波共同作用, 肺脏背面除了和

图 10 (网络版彩图)峰值超压与各组织峰值速度的关系

Figure 10 (Color online) Relationship between overpressure of blast shock wave and peak velocity on each part of thorax.

侧面相类似的情况外还受到椎骨反射引起的压缩波作用. 胸部表面压力、胸部各组织压力以及胸部变形速度随爆炸冲击波的变化规律可以拟合为:

$y = A \left[1 - \exp\left(-\frac{x}{B}\right) \right]$, 式中, y 为因变量, x 为爆炸冲击波峰值超压, A 和 B 为拟合常数.

参考文献

- Clemenson C J. Respiration and pulmonary gas exchange in blast injury. *J Appl Physiol*, 1953, 6: 213–220
- Clemenson C J. Shock wave transmission to the central nervous system. *Acta Physiol Scand*, 1956, 37: 204–214
- Clemenson C J. Blast injury. *Physiol Rev*, 1956, 36: 336–354
- Boutillier J, Mezzo S D, Deck C, et al. Shock-wave interaction with reduced-scale simplified torso surrogates. In: International Research Council on Biomechanics of Injury Conference. Malaga: International Research Council on Biomechanics of Injury, 2016. 428–439
- Chen H B, Wang Z G, Yang Z H, et al. Injury of animal lungs in the experiments to simulate the three phases of shock wave propagation (in Chinese). *Explo Shock Waves*, 2000, 20: 264–269 [陈海斌, 王正国, 杨志焕, 等. 冲击波传播的三个时段模拟试验中动物肺的损伤. *爆炸与冲击*, 2000, 20: 264–269]
- Roberts S B, Chen P H. Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *J Biomech*, 1970, 3: 527–545
- Chen P H. Dynamic Response of the Human Thoracic Skeletal System to Chest Impact. Dissertation for Doctoral Degree. Los Angeles: University of California, 1973
- Chen P H. Finite element dynamic structural model of the human thorax for chest impact response and injury studies. *Aviat Space Environ Med*, 1978, 49: 143–149
- Greer A D. Numerical Modeling for the Prediction of Primary Blast Injury to the Lung. Dissertation for Doctoral Degree. Waterloo: University of Waterloo, 2006
- Thom C. Soft Materials Under Air Blast Loading and Their Effect on Primary Blast Injury. Dissertation for Doctoral Degree. Waterloo: University of Waterloo, 2009
- Zhou J. Research on Mechanism of Human Injury and the Attenuation in Foam under Blast Wave (in Chinese). Dissertation for Doctoral Degree. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2014 [周杰. 爆炸冲击波作用下的人体创伤及泡沫材料对冲击波的衰减机理研究. 博士学位论文. 南京: 南京理工大学, 2014]

- 12 Zhou J, Tao G. Injury model and assessment for human thorax under blast wave (in Chinese). *J Ballist*, 2013, 25: 64–74 [周杰, 陶钢. 人体胸部爆炸冲击波创伤模型与评估. *弹道学报*, 2013, 25: 64–74]
- 13 Zhou J, Tao G, Pan B Q, et al. Mechanism of blast trauma to human thorax: A finite element study (in Chinese). *Explo Shock Waves*, 2013, 33: 315–320 [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. *爆炸与冲击*, 2013, 33: 315–320]
- 14 Ju Y Y, Ruan D K, Xu C, et al. Lung injury severity changes in response to different blast shock waves in rabbits (in Chinese). *Chin J Trauma*, 2018, 34: 637–642 [巨圆圆, 阮狄克, 徐成, 等. 不同爆炸冲击波对兔肺部损伤伤情的影响. *中华创伤杂志*, 2018, 34: 637–642]
- 15 Xu C, Ju Y Y, Hu M, et al. Relationship between dynamic response of chest wall and lung injury under blast shock wave (in Chinese). *Transl Med J*, 2019, 8: 179–182 [徐成, 巨圆圆, 胡明, 等. 爆炸冲击波作用下胸壁动态响应与肺部损伤的关系. *转化医学杂志*, 2019, 8: 179–182]
- 16 Wang H B, Zhao Y H, Gao L, et al. Experimental investigation into the damage effect of methane explosion shock wave on animals in enclosed pipeline (in Chinese). *Acta Armam*, 2018, 39: 1639–1647 [王海宾, 赵英虎, 高莉, 等. 甲烷爆炸冲击波作用下密闭管道内动物损伤效应试验研究. *兵工学报*, 2018, 39: 1639–1647]
- 17 Bowen I G, Fletcher E R, Richmond D R. Estimate of man's tolerance to the direct effects of air blast. Technical Report. DASA-2113. Washington DC: Department of Defense, Defense Atomic Support Agency, 1968
- 18 Richmond D R, Damon E G, Fletcher E R, et al. The relationship between selected blast-wave parameters and the response of mammals exposed to air blast. *Ann N Y Acad Sci*, 1968, 152: 103–121
- 19 Bowen I G, Fletcher E R, Richmond D R, et al. Biophysical mechanisms and scaling procedures applicable in assessing responses of the thorax energized by air-blast overpressures or by nonpenetrating missiles. *Ann N Y Acad Sci*, 1968, 152: 122–146
- 20 Gruss E. A correction for primary blast injury criteria. *J Trauma-Injury Infect Crit Care*, 2006, 60: 1284–1289
- 21 Bass C R, Rafaels K A, Salzar R S. Pulmonary injury risk assessment for short-duration blasts. *J Trauma*, 2008, 65: 604–615
- 22 Axelsson H, Yelverton J T. Chest wall velocity as a predictor of nonauditory blast injury in a complex wave environment. *J Trauma: Injury, Infect, Crit Care*, 1996, 40: S31–S37
- 23 Stuhmiller J H, Ho K H H, Vander Vorst M J, et al. A model of blast overpressure injury to the lung. *J Biomech*, 1996, 29: 227–234
- 24 National Library of Medicine (NLM). The Visible Human Project, National Institutes of Health, www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- 25 Lashkari M H, Kangarlou K, Tafazzoli-Shadpour M. Numerical modeling of primary thoracic trauma because of blast. *Ann Military Health Sci Res*, 2015, 13: 7–14
- 26 Zhou J, Tao G, Zhang H W, et al. Research on simulating method of different blast waves (in Chinese). *Acta Armam*, 2014, 35: 1846–1850 [周杰, 陶钢, 张洪伟, 等. 模拟不同爆炸冲击波的计算方法研究. *兵工学报*, 2014, 35: 1846–1850]

Numerical simulation on interaction between blast shock wave and human thorax

JU YuanYuan^{1*}, ZHANG Lei¹, DU ZhiPeng¹, XU Cheng² & RUAN DiKe²

¹ Naval Research Institute, Beijing 100161, China;

² The Sixth Medical Center of PLA General Hospital, Beijing 100048, China

The finite element model for simulating the interaction between blast shock wave and human thorax is established to analyze the propagation characteristics of stress wave in human thorax and the dynamic response of human thorax. The shock wave at the front of thorax is reflected by thorax surface and has the highest peak overpressure. The shock wave on the back of thorax is superimposed by diffraction shock waves from two sides of thorax and has the smallest peak overpressure. The overpressure of diffraction shock waves on both sides of thorax is similar. Due to the difference of impedance characteristics of thorax materials, the lung near the explosive point is mainly affected by compression waves transmitted by the incident shock wave through the muscles and sternum. The side lung is affected by the weak extension wave caused by the deformation of the sternum and the strong compression wave caused by the incident shock wave. In addition to the similar conditions of the side lung, the back of the lung is also subjected to compression waves caused by the reflection of vertebra. The relationship between the pressure on thorax surface and various tissues and the deformation speed of thorax and the blast shock wave can be fitted as $y = A \left[1 - \exp\left(-\frac{x}{B}\right) \right]$, where y is the dependent variable, x is the peak overpressure of blast shock wave, and A and B are the fitting constants.

blast shock wave, human thorax, propagation law, load characteristics, numerical simulation

PACS: 43.28.Mw, 47.11.Fg, 47.40.Nm

doi: [10.1360/SSPMA-2020-0503](https://doi.org/10.1360/SSPMA-2020-0503)