文章编号:1000-5404(2011)02-0173-04

论著

爆炸冲击波载荷下的人体胸部有限元模型数值模拟研究

康建毅[1],王建民[1],喻永敏[2],李兵仓[1],陈 菁[1],刘 海[1] (400042 重庆,第三军医大学大坪医院野战外科研究所第六研究室,创伤、烧伤与复合伤国家重点实验室[1];400042 重庆,重庆市公安局物证鉴定中心技术处[2])

【摘要】 **目的** 探讨爆炸冲击波载荷下的人体胸部周围压力的分布、肺脏的应力分布规律,为冲击波致伤机制、损伤评估的研究提供帮助。**方法** 对正常国人进行 CT 扫描,在 Mimics 中完成人体胸部三维表面模型的重建,通过 Icem CFD 软件进行网格划分,在 Ls-Dyna 中完成爆炸冲击波的加载与求解。**结果** 构建了冲击波载荷下的人体胸部三维有限元模型。该模型由肌肉、肩胛骨、胸肋骨、心脏和肺脏五部分组成,单元类型为四节点四面体单元,单元总数为 129 543 个,节点总数为 32 267 个。当加载 100 kPa 冲击波压力时,胸腔两侧冲击波峰压大小相近,为 55 ~ 80 kPa;胸腔前表面冲击波压力峰值最高,达到 175 kPa;胸腔后面是峰压为 70 kPa 绕射冲击波;肺脏中产生应力最大的部位为肺部的边缘部位。**结论** 构建的人体胸部有限元模型能够满足爆炸冲击波加载的要求;人体胸部有限元模型在爆炸冲击波载荷下的数值模拟研究可以模拟冲击波的加载过程和结果。

【关键词】 胸部有限元模型;爆炸冲击波;数值模拟
【中图法分类号】 R311;R642;R826.63 **【文献标志码】** A

Finite element numerical simulation of human thorax loaded by blast wave

Kang Jianyi[1], Wang Jianmin[1], Yu Yongmin[2], Li Bingcang[1], Chen Jing[1], Liu Hai[1] ([1]State Key Laboratory of Trauma, Burns, and Combined Injury, Department 6, Institute of Surgery Research, Daping Hospital, Third Military Medical University, Chongqing, 400042; [2]Centers for Identification of Physical Evidence, Public Security Bureau of Chongqing, Chongqing, 400042, China)

【Abstract】 **Objective** To explore the blast wave field around thoracic region loaded by blast wave and the stress distribution rules in the lung through finite element (FE) model in order to provide help to blast injury mechanism and injury evaluation. **Methods** CT scanning (scanning layer 0.625 mm, Format Dicom, 512 × 512 × 8 bit) was performed on a health male individual (170 cm, 65 kg). A 3D surface model of thoracic region was completely reconstructed by Mimics, and grid division was fulfilled by Icem CFD. Implement blast wave load and discrimination was carried out with Ls-Dyna. **Results** Thoracic region 3D FE model was constructed. This model included muscles, scapula, costa sternales bones, heart and lung. Element types were 4 node point tetrahedron, number of element was 129 543, and node point was 32 267. When the shock wave was loaded with a pressure of 100 kPa, the pressure on both side of thoracic region were same, about 55 to 80 kPa, anterior surface pressure was the highest with 175 kPa, posterior surface diffraction pressure was 70 kPa, and the highest stress part in lung was marginal part. **Conclusion** A thoracic region 3D FE model is constructed successfully which satisfies require of blast wave loading, and can be used for numerical simulation of blast wave load process and result in thoracic region.

【Key words】 thoracic region; finite element model; blast wave; numerical simulation

Supported by the NSAF Foundation of National Natural Science Foundation of China (10776038) and the Tackling Program of Science and Technology of Chongqing (CSTC2009AB0208). Corresponding author: Wang Jianming, Tel: 86-23-68757461, E-mail: jmwangcq@gmail.com

爆炸冲击波作用于机体引起损伤的过程,既是冲击波作用于机体结构的力学过程,也是生物体以其独特而复杂的力学特性响应冲击波作用的过程[1-2]。肺脏是人体的主要空腔脏器器官,也是爆炸冲击波的主要靶器官[3]。冲击波作用下的胸部模型数值模拟研究既可以了解冲击波作用于机体的各过程,预测损伤的发生情况,同时也可以减少动物实验成本[4-5],因此对冲击波损伤研究具有非常重要而深远的意义。本研究通过对人体胸部有限元模型进行冲击波加载,以期为冲击波致伤机制,损伤评估提供帮助。

【基金项目】 国家自然科学基金 NSAF 联合基金(10776038);重庆市科技攻关计划项目(CSTC2009AB0208)
【通信作者】 王建民,电话:(023)68757461,E-mail:jmwangcq@gmail.com

1 材料与方法

1.1 人体胸部表面三维模型的构建

1.1.1 胸部三维图像扫描 为获得高精度的人体胸部三维模型,采用正常成年男性(170 cm,65 kg)进行CT扫描。CT扫描层厚0.625 mm,数据为Dicom格式,灰度图像分辨率为512×512×8 bit。

1.1.2 识别确认重建结构 在CT扫描数据上识别重建结构,模型包括肌肉组织(含皮肤)、骨组织(胸骨、肋骨、椎骨、锁骨、肩胛骨、肱骨头)、内脏器官(心脏、肺)。为降低建模难度,将人体躯干中除骨组织和内脏器官以外的部分均视为同一种组织,建模时使用肌肉组织材料属性。

1.1.3 重建人体胸部三维表面模型 将CT扫描数据导入Mimics13.0软件。首先对胸部各部位设置分割阈值,然后根据分割阈值建立胸部各器官的蒙版(mask),选择Mimics13.0计算3D(Calculate 3D)功能,将上一步建立的蒙版转换为3D对象,此时得到的3D对象为三角形面片组成的三维表面模型。由于三维表面模型是由许多小而尖利的三角面片组成,这种三角形面片对于快速成型是可以接受的,但是不能满足爆炸冲击波有限元数值计算的需求。因此需要在其他软件中对该模型进行网格划分和优化。最后使用Mimics软件中的export功能,将3D对象输出为Stl格式的文件,以便在第三方软件中进行体网格划分[6]。

1.2 网格的划分

1.2.1 胸部模型的网格划分 在Ansys Icem CFD(AI)有限元前处理软件中新建一个工程文件,导入由Mimics13.0生成的肺脏Stl文件。模型的网格划分首先要设置网格划分参数、一般参数(比例系数、最大单元尺寸等)、四面体网格参数(快速转换、边缘标准)和网格尺寸(最大尺寸、高度、高度比、最小尺寸等)。由于模型各部分尺寸和形状差别很大,难以用统一的网格尺寸进行划分。对于肺脏来说选取的一般参数和四面体网格参数为:比例系数取默认值1,设置最大单元尺寸为8,选择快速转换,边缘标准取默认值0.2,这样就把肺脏划分为四面体网格单元。对于胸部其他器官,单独设置网格尺寸及其他参数。经过对不同的参数组合多次实验后,为模型选定了比较合适的网格划分参数。按照上面的方法,分别建立了肺脏、心脏、胸肋骨、身体软组织、肩胛骨等四面体网格共5个工程文件(表1),然后在肺脏工程文件下导入其他器官网格文件,装配成一个胸部有限元网格模型(图1)。

表1 胸部各部分单元数量表

单元类型	胸骨肋骨	肩胛骨	肌肉组织	心脏	肺脏
四面体单元	30 377	8 110	38 691	12 568	39 797
节点	9 788	2 321	9 361	2 645	8 152

1.2.2 空气网格的划分 由于人体胸部是在空气场中受到冲击波载荷的作用,因此要构建一个能够包含胸部模型的空气场,在Ansys Icem CFD(AI)通过creat std geometry工具按钮创建一个1 000 mm×1 000 mm×1 500 mm的立方体,将人体胸部有限元模型插入到该立方体中。对该立方体进行网格划分,设置最大网格尺寸为5,划分的六面体单元数为75 204个,设置空气的单元类型和材料属性。最后通过export mesh to ls dyna命令输出k文件。

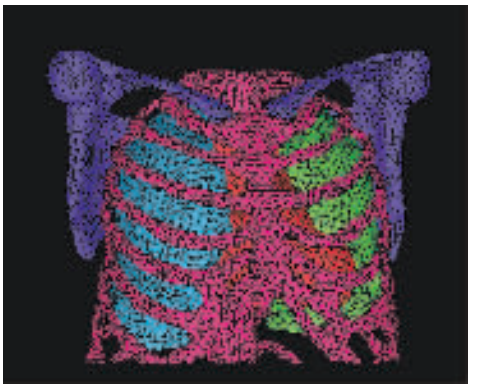


图1 胸部不同器官的有限元三维模型

1.3 冲击波加载和求解

将k文件导入Lsprepost软件中。人体、空气场采用三维实体单元SOLID164,空气场选取SOLID164单元的ALE算法。人体器官模型结构较为复杂,因此选取SOLID164单元的单点积分算法,并进行沙漏控制。为简化计算,人体躯干、骨骼以及器官均采用弹性本构*MAT_ELASTIC进行描述。由于人体内部器官接触情况变化多端,在爆炸冲击作用下,各个器官之间可能发生接触。因此,选用Ansys Ls-dyna提供的*CONTACT_AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE_ID接触计算方法模型。为了方便加载,采用预设压力-时间曲线来模拟冲击波对人体的冲击,预设压力为100 kPa,最后进行求解设置,计算时间为4 000 μs,时间步长控制因子选用0.9,每隔20微秒输出1个结果文件。

2 结果

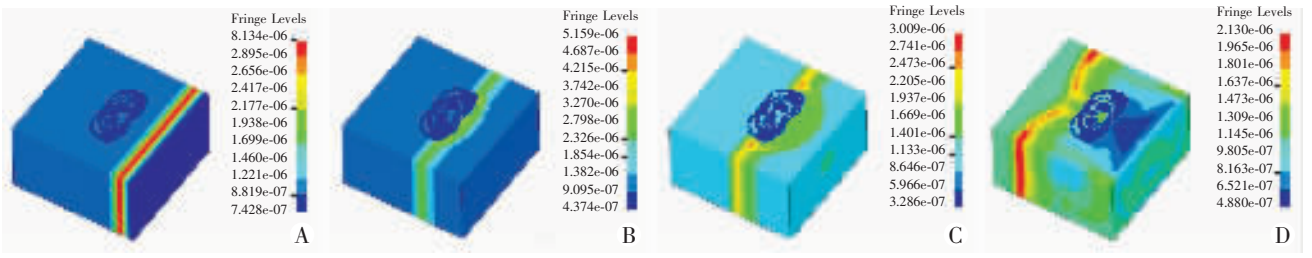
2.1 身体受到峰压为100 kPa的冲击波加载后的压力场变化

当身体受到冲击波作用时,整个冲击波加载过程如图2所示。在0.179 ms时,首先形成一个向前传播的冲击波;在0.459 ms时冲击波到达胸腔表面,由于身体阻抗的差异,一部分冲击波传入体内而另外一部分被反射与后续到达的冲击波形成了一个更强的冲击波载荷;当冲击波继续传播时,正面的反射超压迅速降至无反射时的超压。在0.579 ms时,冲击波继续前行,由于冲击波负压的作用,使得身体表面产生负压;紧接着在胸腔周围发生绕射现象,两侧面形成大致相同的压力;在1.079 ms时压力由身体两侧迅速作用于背面,整个胸腔被压力场包围;在1.639 ms时冲击波离开身体继续向前传播,完成了冲击波对身体的加载过程。

对胸腔周围4个方向的冲击波压力曲线进行分析,发现身体左右两侧位置曲线基本一致,峰压大小相近,为55~80 kPa。人体前表面的位置冲击波压力峰值最高,达到175 kPa。在人体后背的位置是峰压为70 kPa绕射冲击波。见表2。

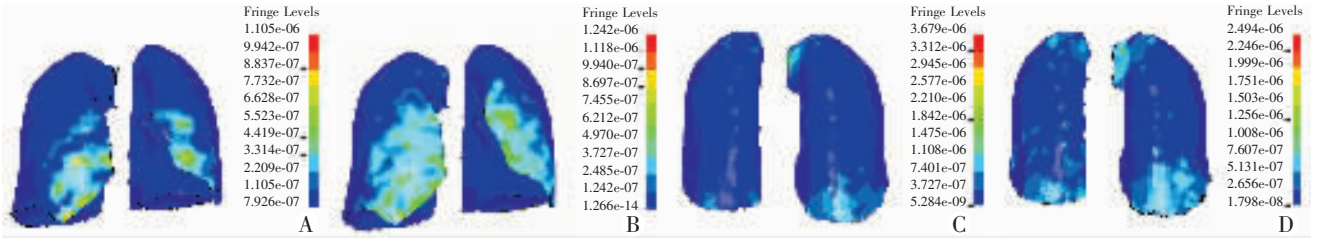
表2 冲击波加载后胸部不同位置物理参数

位置	峰值超压(kPa)	持续时间(ms)	上升时间(ms)
胸部前方	175	0.475	0.235
胸部左侧	55	0.378	0.174
胸部右侧	80	0.432	0.265
胸部后方	70	0.712	0.282



A 为 0.179 ms 时刻向前传播的平面冲击波；B 为 0.459 ms 时刻到达胸腔表面的冲击波；C 为 0.579 ms 时刻绕射胸腔的冲击波；D 为 1.079 ms 时刻开始脱离胸腔的冲击波

图 2　冲击波加载胸腔后不同时刻的压力场变化



A 为 0.399 ms 时刻，肺部开始受到应力作用；B 为 0.519 ms 时刻，应力在肺脏中进一步传播；C 为 1.399 ms 时刻，应力到达肺脏背面；D 为 1.799 ms 时刻，应力在肺脏下叶中继续扩散

图 3　100 kPa 压力的冲击波加载后肺脏应力波传播图

2.2　肺脏受到冲击波作用后应力场的分布

胸部受到冲击波压力载荷后，压力先后通过肌肉软组织、胸骨、肋骨传播到肺脏与心脏处，肺脏受压后与心脏、肋骨、胸骨发生碰撞、挤压和变形，肺脏由于变形产生应力。如等效应力云图 3 所示，0.399 ms 时，肺部中叶和下叶的一部分由于受到肋骨挤压和冲击波作用，应力增大；0.519 ms 时，随着应力波的进一步传播，肺脏中叶边缘的大部、下叶的底部边缘应力增大；1.399 ms 时刻，应力波到达肺脏背面；1.799 ms 时刻，肺脏下叶的边缘应力增加。

3　讨论

冲击伤是现代战争和恐怖袭击中最常发生的损伤之一[7]。经过了几十年的发展，冲击伤的研究经历了动物实验、损伤机制分析、数学建模、计算机数值模拟研究几个阶段。随着有限元方法的理论日趋完善和计算机技术的发展，计算机模拟仿真已成为冲击伤研究领域内一个必不可少和最有效的方法[8]。与计算机模拟研究相比，动物实验存在着实验成本高、实验精度差、实验模型受限等特点，数学建模和机制分析不能够全面、形象和精确地反应其力学作用过程和生物组织响应过程。

国内外专家对冲击伤的数值模拟一般首先是集中在肺脏，Grimal 等[9]在瞬态压力在肺脏中传播的一维模型研究中，没有像其他学者把肺脏看作各向同性和同质材料，采用 Hooke 本构方程，而是采用一维的空气、软组织层的叠加构造模型。结果发现时间和频率对损伤起决定作用。Greer 等[10]建立二维胸部有限元模型来预测复杂冲击波原发冲击伤。该二维胸部模型的大小、形状和内部结构参考于美国虚拟人计划 VHP 中的人体模型，选取第 5 和第 6 胸骨之间作为二维模型的横截面，胸部大小为 210 mm×310 mm，厚度为 1.4 cm，建立了 4 层二维壳单元类型，上面 2 层代表半肋骨，下面 2 层代表半肋间，周围被 4 mm 的空气单元包围，在二维胸部模型后面不同距离处放置钢板模拟复杂冲击波致伤环境，最后通过模拟计算提出肺内压是评估肺冲击伤的最佳指标。Le[11]对冲击波作用下的人体周围流场进行过数值模拟，采用的人体模型一个是圆筒，另外一个是圆锥体，结果表明二维流场下，实验结果与计算结果一致性较好。为进一步研究冲击波与人体表面接触过程，应该提高网格划分技术和分辨率。

这些学者在构建胸部有限元模型时候将关键部位简化，导致模型与研究对象缺乏几何相似性[12]，而有限元模型与模拟对象的几何相似性、力学相似性关系到模拟结果是否真实可靠。本研究通过人体胸部 CT 扫描、三维重建、网格划分，建立了人体的有限元模型，并通过求解完成了冲击波的加载，这种采用人体真实几何形状完成冲击波加载的研究国内还少见相关报道。

Stuhmiller 等[13]于 1985 年在人体躯干模型（圆筒）周围布放压力传感器研究自由场激波作用时人体表面的荷载过程，其用最高实验压力来简要说明该载荷过程。正面朝向时，朝向激波面各测试点（包括体侧臂内）的峰压值均高于入射超压，约为其值的 2 倍；背面的超压峰值均低于入射压，最低点仅为入射压的一半；两侧的压力与入射超压基本一致。本次模拟胸部受到冲击波载荷的研究过程中，发现身体前后左右

4个方向得到的冲击波压力关系与Stuhmiller等[13]研究结果基本一致,以100 kPa压力的复杂冲击波加载胸部为例,正面朝向时,胸腔前表面峰压为175 kPa,将近入射压的两倍。两侧的最大冲击波压力为80 kPa左右,与入射压相近。人体后背处冲击波绕流形成70 kPa的冲击波压力,将近入射压的一半。

此外,肺脏受到冲击波载荷后,朝向爆心侧的肺出血更重,两肺下叶常较其他叶为重,肺脏边缘处通常出血要严重[14],将30 kg绵羊立姿放置在距400 g TNT炸药8 m前进行致伤后得到肺损伤图,出血严重区域主要为肺脏下叶边缘处。

本次模拟表明在冲击波刚开始作用时,朝向爆心侧的肺前面(中叶和下叶边缘)受到的应力较大,随着冲击波的进一步传播,肺背侧下叶边缘处颜色标示条颜色最深,所受应力最大。因此爆炸冲击波载荷下的人体胸部损伤数值模拟研究的方法是合理的,结果是可靠的,基本反应了冲击波的加载过程,也为冲击伤机制的研究提供了一个新的途径。

参考文献:

[1] 陈海斌,王正国,杨志焕,等. 冲击波传播的三个时段模拟实验中动物肺的损伤[J]. 爆炸与冲击,2000,20(3):264-269.

[2] Grimal Q, Naili S, Watzky A. A high-frequency lung injury mechanism in blunt thoracic impact[J]. J Biomech, 2005, 38(6):1247-1254.

[3] 杨志焕,狄凤桐,王正国,等. 冲击伤的病理形态学改变[J]. 西南国防医药,2003,13(3):235-237.

[4] Roberts J C, Merkle A C, Biermann P J, *et al*. Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact[J]. J Biomech, 2007, 40(1):125-136.

[5] 张良. 人体胸部三维有限元模型研究进展[J]. 野战外科通讯,2007,32(5):7-9.

[6] 张治纲,李曙光,范立冬,等. 人体胸部有限元模型研究[J]. 第三军医大学学报,2009,31(6):535-537.

[7] 浣石,黄风雷,汪保和. 冲击波致伤作用实验研究进展[J]. 医用生物力学,2006,21(2):163-168.

[8] 吴开腾,宁建国. 爆炸力学数值方法及其模拟研究的简要综述[J]. 内江师范学院学报,2008,23(6):5-15.

[9] Grimal Q, Watzky A, Naili S. A one-dimensional model for the propagation of transient pressure waves through the lung[J]. J Biomech, 2002, 35(8):1081-1089.

[10] Greer A, Cronin D, Salisbury C, *et al*. Finite element modeling for the prediction of blast trauma[M]//Gilchrist M D. IUTAM Symposium on impact biomechanics: from fundamental insights to applications[C]. Netherlands: Springer, 2006:263-271.

[11] Le J L. Numerical simulation of shock (blast) wave interaction with bodies[J]. Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation, 1999, 4(1):1-7.

[12] 何黎民. 头颈三维有限元模型构建及颅脑直接冲击伤致伤机制研究[D]. 上海:第二军医大学,2004:12-20.

[13] Stuhmiller J H, Yu J H, Ferguson R E, *et al*. Characterization and modeling of thoraco-abdominal response to blast waves. Volume 2. Blast load definition on a torso model[R]. ADA189, 1985:668-672.

[14] 刘荫秋,王正国,马玉媛. 创伤弹道学[M]. 北京:人民军医出版社,1991:152-153.

(收稿:2010-08-31 修回:2010-09-17)

(编辑 汪勤俭)

(上接172页)

2 讨论

该患者系一老年男性,存在高血压、吸烟等冠心病易患因素,本次因上呼吸道感染后出现严重心衰等临床症状,查体心界扩大,S1低顿,心肌损伤标志物阳性,心电图提示广泛ST-T改变以及下壁导联呈rS,合并BNP明显升高,故临床首先诊断ST段抬高型心肌梗死。住院后经积极抗栓、纠正心衰等治疗,患者心衰症状无缓解,CAG检查仅为轻度冠脉粥样硬化,TIMI血流3级,无法用急性心肌梗死解释患者当前的心衰症状。考虑到患者本次存在典型的感冒发热等病毒感染的诱因,PLV及IVS明显增厚,合并心包积液较多,心电图存在广泛ST-T改变,故急性心肌心包炎的可能性更大。一般认为急性心包炎患者为ST段弥漫性弓背向下抬高,而该例患者ST段弓背向上抬高,酷似急性心肌梗死,其产生机制可能为急性心包炎累及心外膜下浅层心肌,引起心外膜下心肌炎,并产生损伤电流,导致心室、心房复极异常[2-4]。支持AM的理由:①发病前有上感发热的诱因。②一直无胸痛的症状。③心电图ST-T改变广泛,但无病理性Q波形成,而心肌梗死常产生病理性Q波[5]。④UCG提示PLV及IVS弥漫性增厚。⑤心包积液量较多,而AMI心包积液量一般较少,出现时间也较晚,多在梗死后1周发生。⑥CAG结果提示轻度冠脉粥样硬化,TIMI血流3级,说明冠脉无内膜病变或斑块形成,排除冠脉慢性病变或急性血栓形成可能。⑦心肌损伤标志物改变无动态演变过程。⑧治疗前后UCG变化不支持AMI,治疗后PLV及IVS厚度较治疗前有所变薄,但均为弥漫性增厚,而AMI在心肌缺血处或梗死处多会出现局限性搏幅减弱或不协调运动。该患者心脏呈高血压性心脏病表现,而未出现室壁变薄或矛盾运动,不支持AMI诊断。⑨治疗效果进一步支持重症心肌心包炎的诊断,入院后经抗血小板药、抗凝等冠心病二级预防治疗,病情无缓解,但经激素冲击治疗、抗感染等处理后病情明显控制,从而排除了AMI可能。

综上,对于临床上心衰伴ST-T抬高的患者,需及时与急性重症心肌心包炎鉴别。因两者在治疗及预后方面都截然不同:急性心肌梗死需尽早再灌注治疗,而急性重症心肌心包炎则着重于激素冲击治疗、抗感染及支持治疗,一般来说,急性重症心肌心包炎恢复较快,预后良好。

参考文献:

[1] Braunwald E. 心肌炎[M]//Zipes D P, Libby P, Bonow R O,等著. 陈灏珠,译. Braunwald心脏病学. 北京:人民卫生出版社,2005:1298.

[2] 胡伟航,陈斓. 急性心包炎心电图酷似急性心肌梗死样改变2例[J]. 现代中西医结合杂志,2005,14(16):2184.

[3] 卢贞太. 急性重症心肌心包炎酷似急性心肌梗死临床分析[J]. 齐齐哈尔医学院学报,2002,23(8):953.

[4] 辛晖,郑方胜,刘松. 酷似急性心梗的急性心肌-心包炎——附3例报道[J]. 中国实用心电杂志,1998,6(4):219.

[5] 廖祥中,陈朝晖,谢东明,等. 酷似急性心肌梗死的急性心肌心包炎2例临床分析[J]. 赣南医学院学报,2009,29(1):117-118.

(收稿:2010-08-07 修回:2010-09-26)

(编辑 王 红)