

文章编号:1004-7220(2012)03-0270-06

## 利用有限元研究非贯穿弹道冲击防弹衣后 人体躯干的力学响应

董萍<sup>1</sup>, 陈菁<sup>2</sup>, 张启宽<sup>1</sup>, 康建毅<sup>2</sup>, 刘海<sup>2</sup>, 张良潮<sup>2</sup>, 徐诚<sup>1</sup>

(1. 南京理工大学机械工程学院, 南京 210094; 2. 第三军医大学大坪医院野战外科研究所, 创伤、烧伤与复合伤国家重点实验室, 重庆 400042)

**摘要:**目的 通过建立人体躯干有限元计算模型,对弹头非贯穿性弹道冲击下人体躯干主要脏器的力学响应进行数值模拟。**方法** 利用正常成年男性的CT扫描数据,应用医学图像重建软件Mimics和有限元前处理工具HyperMesh进行人体躯干有限元建模,在显式动力有限元分析软件LS-DYNA中对速度为360 m/s的9 mm手枪弹弹头撞击装配有软质防弹衣人体躯干的压力、加速度响应进行数值计算。**结果** 建立了包括胸廓骨骼结构、脏器、纵膈和肌肉/皮肤的人体躯干有限元模型,通过数值计算获得了心脏、肺脏、肝脏、胃的压力响应以及胸骨的加速度响应,发现不同脏器之间或同一脏器的不同位置,离弹头撞击点位置的远近决定了压力峰值的大小和出现压力峰值的时间。**结论** 装配有软质防弹衣的人体躯干有限元计算模型可作为非贯穿弹道冲击下人体力学响应的仿真分析工具,仿真结果可为防弹衣后钝性损伤机制和防护研究提供依据。

**关键词:** 弹道冲击; 防弹衣; 人体躯干; 力学响应; 有限元分析

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Finite element analysis on mechanical responses of human torso with body armor to non-penetrating ballistic impact

DONG Ping<sup>1</sup>, CHEN Jing<sup>2</sup>, ZHANG Qi-kuan<sup>1</sup>, KANG Jian-yi<sup>2</sup>, LIU Hai<sup>2</sup>,ZHANG Liang-chao<sup>2</sup>, XU Cheng<sup>1</sup> (1. School of Mechanical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China; 2. State Key Laboratory of Trauma, Burns, and Combined Injury, Institute of Surgery Research, Daping Hospital, Third Military Medical University, Chongqing 400042, China)

**Abstract: Objective** To develop a finite element computational model of the torso for the numerical simulation of mechanical responses of human torso to non-penetrating ballistic impact. **Methods** Based on the CT data of a Chinese adult man, the finite element model of human torso was created by using the medical image processing software Mimics and the finite element pre-processing software HyperMesh. The pressure and acceleration response of the human torso outfitted with soft body armor to the ballistic impact from 9 mm ammunition at a velocity of 360 m/s was calculated numerically by the explicit finite element code LS-DYNA. **Results** The finite element model of human torso including thoracic skeletal structure, organs, mediastinum and muscle/skin was established. The pressure response of heart, lung, liver and stomach, as well as the acceleration response of sternum were obtained by numerical calculation. It was found that the peak pressure and its time phase were dependent on the distance between the impact point and the measured point wherever in various organs or different position of an organ. **Conclusions** The finite element computational model of human torso outfitted with soft body armor is available for the simulation of human response to non-penetrating ballistic impact, and the simulated response can be used as evidence for the investigation on mechanism and protection of behind armor blunt trauma.

**Key words:** Ballistic impact; Body armor; Human torso; Biomechanical response; Finite element analysis

收稿日期:2011-07-06; 修回日期:2011-08-19

基金项目:国防973项目(6130104),全军“十一五”专项课题(08Z027)。

通讯作者:陈菁,副研究员,E-mail:box\_cj@163.com。

枪弹伤是战争和反恐冲突中人员所面临的主要威胁,而防弹衣的使用能够有效减少枪弹造成的贯穿性损伤。尽管子弹被防弹衣阻挡不能穿透人体组织,但仍有部分能量通过防弹衣变形传递到人体,造成人体靶器官损伤,这一现象被称为“防弹衣后钝性伤”(behind armor blunt trauma, BABT)。以动物为靶标的防弹衣后效应研究表明, BABT 的损伤范围、损伤程度主要取决于弹丸撞击防弹衣时组织器官的力学响应<sup>[1]</sup>。然而,人体靶标力学响应的获取始终是防弹衣后钝性伤研究面临的难题。本研究通过建立装配有软质防弹衣的人体躯干有限元模型,对弹头非贯穿性弹道冲击下人体躯干的力学响应进行数值模拟,以期为 BABT 防护研究和防弹衣性能评估提供仿真模型和数据。

## 1 材料与方法

### 1.1 研究对象

健康男性 1 名,年龄 35 岁,身高 170 cm,体重 65 kg。

### 1.2 研究方法

基于正常成年中国男性 DICOM 格式的 CT 扫描数据,应用数字图像处理技术对图像进行预处理和边缘提取、图像分割等运算,在 MIMICS 中完成人体躯干三维表面模型重建,进一步在 HyperMesh 中创建包括内部器官(心脏、肺脏、肝脏和胃)、胸廓骨骼结构(胸骨、软骨、肋骨和脊柱)、纵膈、皮肤和肌肉的完整人体躯干三维有限元模型。

### 1.3 人体躯干有限元模型的建立

人体躯干的骨骼结构、内部器官和纵膈共被划分为 685 362 个线性 4 面体实体单元,使用 9 612 个膜元件将周边肌肉和皮肤规划为单一的实体。完整的有限元模型如图 1 所示。

### 1.4 材料属性

所有内部器官、纵膈、皮肤和肌肉均使用黏弹性材料模型,各部分组织的单元数量和材料属性<sup>[2]</sup>如表 1 所示。骨骼结构使用线弹性材料模型,各部分组织的单元数量和材料属性<sup>[3-6]</sup>如表 2 所示。

### 1.5 计算模型

厚度为 9.2 mm 的软质防弹衣被添加到人体躯干有限元模型上,如图 2(a)所示。防弹衣材料为高分子聚乙烯,被划分为 4 6 层,共计 150 144 个

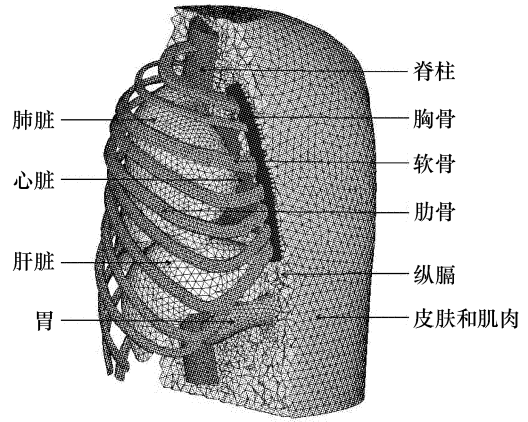


图 1 人体躯干有限元模型(其中部分皮肤被删除)

Fig. 1 Human torso finite element model (with part of the skin removed)

表 1 内部器官、纵膈、皮肤和肌肉单元数量和材料属性

Tab. 1 Element information and material properties for the internal organs, mediastinum, skin/muscles

	心脏	肺脏	肝脏	胃	纵膈	皮肤/肌肉
短期剪切模量 $G_0$ /kPa	67	67	67	67	200	200
长期剪切模量 $G_\infty$ /kPa	65	65	65	65	195	195
体积模量 $K$ /GPa	0.744	0.744	0.744	0.744	1.03	2.9
衰变常数 $\beta$	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
密度 $\rho$ /( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	1 000	600	1 060	1 050	600	1 200
实体单元/个	27 940	43 031	15 184	13 384	508	540
壳单元/个						9 612

表 2 骨骼结构单元数量和材料特性

Tab. 2 Element information and material properties for the skeletal structure

	胸骨	软骨	肋骨	脊柱
弹性模量, $E$ /GPa	9.5	0.002 5	9.5	0.355
泊松比, $\nu$	0.25	0.4	0.2	0.26
密度, $\rho$ /( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	1 250	1 070	1 080	1 330
实体单元/个	3 321	6 092	30 799	37 071

Belytschko-Tsay 壳单元,采用带损伤的增强复合材料模型,使用经典层合理理论和 chang-chang 失效准则,有限元模型如图 2(b)所示。仿真计算中弹丸为 9 mm 铅芯钢套手枪弹,其钢套被划分为 3 108 个实体单元,铅芯被划分为 12 628 个实体单元,采用弹

塑性材料模型,以确保适当的能量作用于防弹衣及人体,有限元模型如图2(c)所示。弹头撞击点位于胸骨下1/3处,如图2(d)所示。防弹衣与子弹之间的作用关系采用面一面侵蚀接触类型以模拟子弹与防弹衣的侵彻现象。防弹衣与人体皮肤表面的约束

采用面一面自动接触。模型的约束边界条件为限制人体躯干模型竖直方向的自由度。子弹的速度设定为9 mm手枪弹的制式速度,即360 m/s,沿水平方向射入。该计算模型输出到显式有限元软件LS-DYNA动态环境中运行,计算时间步长为0.6  $\mu\text{s}$ 。

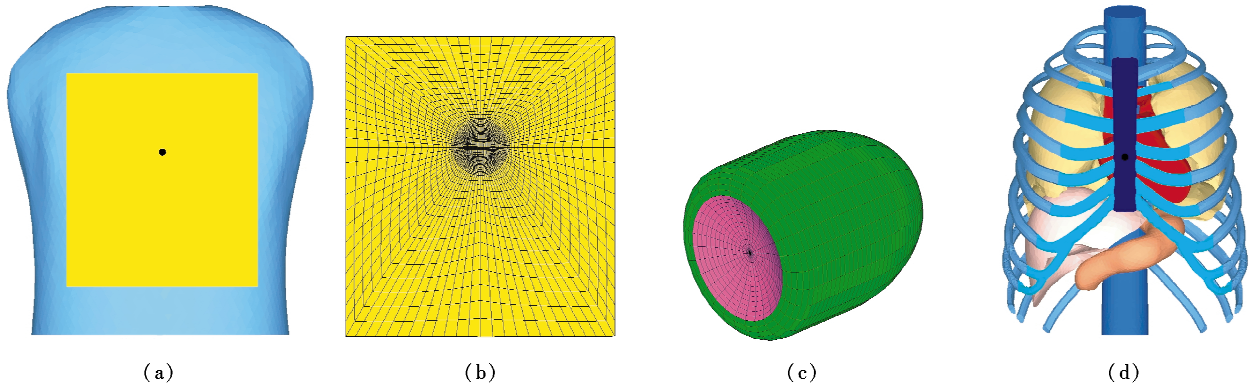


图2 计算模型 (a) 完整计算模型,(b) 防弹衣有限元模型,(c) 弹头有限元模型,(d) 弹头撞击位置

Fig.2 Computational model (a) Integrated computational model, (b) Finite element model of the body armor, (c) Finite element model of the bullet, (d) Ballistic impact point

## 2 结果

仿真计算过程中,器官各时间点的压力值均被保存,器官上某一节点的压力值平均分布到与该节点相连的单元,对该节点相连单元的压力曲线值进行平均计算,得到该部位压力随时间的变化曲线。图3为子弹速度和加速度变化曲线。图4为胸骨上

弹头撞击点对应位置的加速度变化曲线。图5为各脏器发生最大压力的部位及该部位压力变化曲线。为了解内脏器官压力波传播及衰减特点,对各脏器内部节点进行压力数据提取。各脏器内部压力测量点在脏器表面的投影位置以及测量点的压力波形如图6所示。各器官最大压力部位及规定测量点的压力峰值、及其与弹丸撞击点的距离如表3所示。

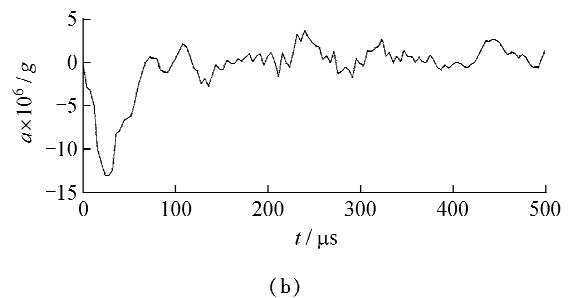
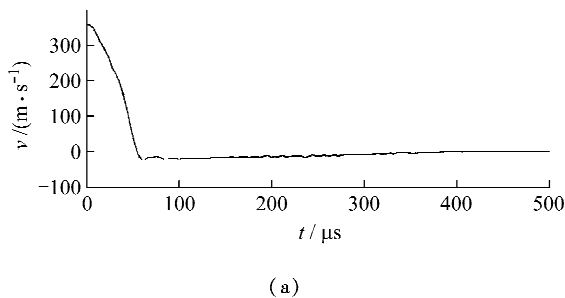


图3 子弹速度(a)和加速度(b)曲线

Fig.3 Velocity (a) and acceleration (b) curves of the bullet

## 3 讨论

9 mm 手枪弹击中软质防弹衣导致防弹衣材料向后凸出并高速撞击胸腹部,由于机体的黏弹性和声阻抗特点,弹丸通过防弹衣施加的冲击载荷作用

下胸腹腔压力波传播是脏器损伤的重要力学机制。对于心脏、肝脏、胃这类实质性脏器,压力波强度超过组织的抗拉强度时,可使组织纤维拉断。肺脏是含气性器官,压力波传播引起肺泡压缩、膨胀,可导致肺泡和微血管破裂。同时,防弹衣的凸出挤压作

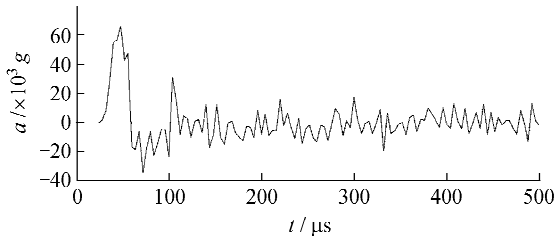


图4 胸骨加速度曲线

Fig.4 Acceleration curve of the sternum

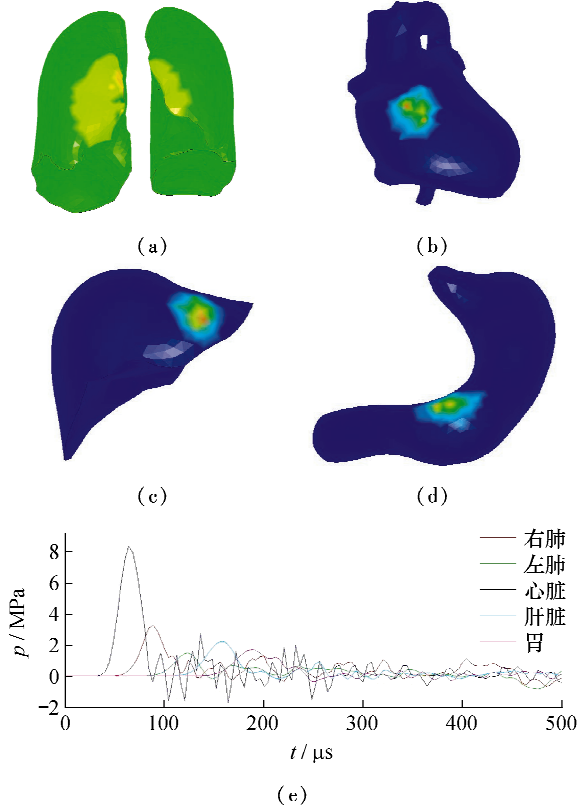


图5 各脏器最大压力部位及压力变化曲线 (a) 肺脏,(b) 心脏,  
 (c) 肝脏,(d) 胃,(e) 各脏器最大压力部位压力变化曲线

Fig.5 Maximum pressure position and pressure curves of each organ (a) The lung, (b) The heart, (c) The liver, (d) The stomach, (e) The pressure curve

用使胸廓产生瞬间变形和加速运动。因此,研究防弹衣后钝性伤必须了解心脏、肺脏、肝脏和胃等重要脏器的压力波传播特征和胸壁加速运动特征。利用动物和尸体进行实验虽然能获得防弹衣后力学响应数据,但动物在解剖特征上与人体存在固有差异,将动物实验获得的力学响应数据转换到人体,还需要科学比较和深入研究。尸体靶标由于伦理和来源的限制,难以进行大量实验以获得有统计意义的数据。随着计算机技术的发展,基于有限元模型的数据

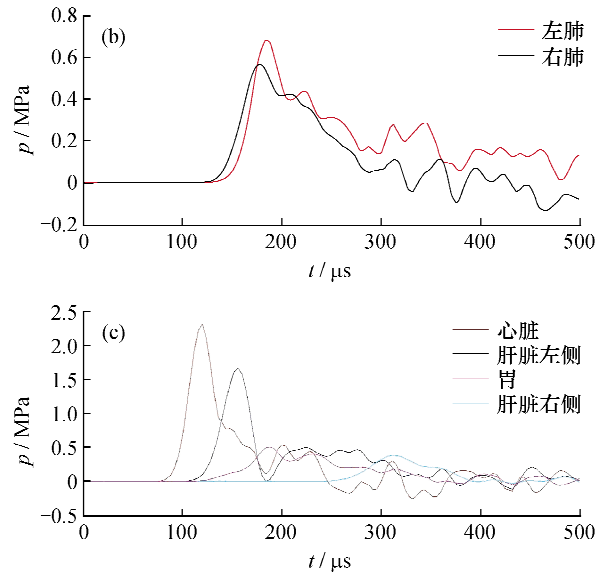
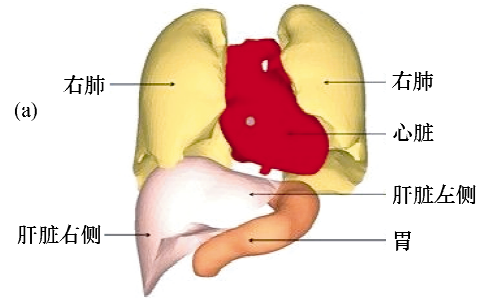


图6 脏器内部压力测量点位置及其压力变化曲线 (a) 压力测量点,(b) 肺脏内部压力曲线,(c) 心脏、肝脏、胃内部压力曲线

Fig.6 Measuring point of pressure inside organs and corresponding pressure curves (a) The measuring point, (b) Pressure curves of the lung, (c) Pressure curves of the heart, liver and stomach

表3 脏器峰值压力以及测量点到撞击点的距离

Tab.3 Peak pressures of organ and the distance of measured point from the ballistic impact point

脏器名称	最大压力峰值/MPa	与撞击点距离/cm	内部压力峰值/MPa	与撞击点距离/cm
右肺	3.298	5.7	0.571	12.4
左肺	1.515	7.3	0.583	12.4
心脏	8.419	6.5	2.304	9.8
肝脏左侧	2.260	10.5	0.382	13.4
胃	1.708	12.6	0.504	13.2
肝脏右侧	-	-	1.667	10.6

值分析方法在钝性弹道撞击损伤力学机制研究中得到日益广泛的应用<sup>[7-8]</sup>。有限元模型具有全数字仿

真特性,能够省却大量繁杂的实验环节,并且具有可重复性<sup>[9]</sup>。Roberts等<sup>[6]</sup>构建了适用于欧美等西方国家人群的HTFEM躯干有限元模型,目前尚未见用于防弹衣后钝性伤研究的中国人躯干有限元模型以及防弹衣后钝性伤数值仿真研究方面的报导。为此,本研究建立了基于中国人CT扫描数据的包含心脏、肺脏、肝脏、胃等主要脏器以及胸廓骨骼和肌肉的人体躯干有限元模型,参照国内外关于人体建模使用的组织器官材料特性参数<sup>[2-6]</sup>,赋予肌肉、脏器黏弹性材料属性,骨骼线弹性材料属性,作为防弹衣后力学响应数值模拟的基础模型。

通过在人体躯干有限元模型上装配超高分子量聚乙烯纤维制成的软质防弹衣模型,对直径9 mm铅芯手枪弹弹头以360 m/s速度冲击防弹衣过程进行数值计算,获得心脏、肝脏、胃等脏器的压力响应和胸骨加速度响应。从理论上推断,各器官发生最大压力的部位应为压力波传播路径最短的位置;对各器官压力云图及其压力数据的比较分析显示,最大压力均出现在器官靠近体表的外表面上、且距弹头撞击位置最近的部位。如表3所示,经过一定距离的传播,各器官内部的压力值均较最大压力发生不同程度衰减。产生这种压力分布特点的主要原因是有限元模型定义的各个器官的黏弹性材料特性相同,在这种情况下,各器官内部压力峰值的大小、出现的时间主要取决于该压力测量点与弹头撞击点之间的距离。因此,远离弹头撞击点的肝脏左侧、胃内部压力峰值远低于接近弹头撞击点的心脏和肝脏右侧内部压力峰值。肝脏右侧位于胸骨正下方、距离弹头撞击点较左侧为近,肝脏右侧压力峰值明显大于左侧、且出现压力峰值的时间早。胃、肝脏左侧两个部位的压力测量点距弹头撞击点距离相近,胃压力峰值与肝脏左侧压力峰值接近。左肺和右肺内部压力测量点距撞击点位置距离相同,其压力峰值也非常接近。

Roberts等<sup>[6]</sup>等利用HTFEM躯干有限元模型,在LS-DYNA环境中计算初速为358 m/s的9 mm弹撞击穿着凯芙拉软质防弹衣HTFEM的力学响应,得到胸骨加速度 $25.532 \times 10^3$  g,心脏中心压力780 kPa,肝脏左侧内部压力841 kPa、右侧内部压力651 kPa,胃中心压力438 kPa。本研究仿真计算得到胸骨加速度为 $63 \times 10^3$  g,心脏中心压力

2.304 MPa,肝脏左侧压力1.667 MPa、右侧382 kPa,胃中心压力504 kPa,与Roberts报道的数据相比有差异。这是源于Roberts实验选取的加速度测量点与撞击点有一定距离,而本研究选取的加速度测量点位于胸骨上对应于弹头撞击点位置。同时,Roberts实验选取的内脏器官压力测量点与本研究也不尽相同。此外,两者采用的人体有限元模型、防弹衣材料模型、防弹衣与胸壁的贴合程度以及防弹衣被弹丸穿透深度不一致也是人体力学响应出现差异的重要原因<sup>[10]</sup>。

利用数值计算方法进行防弹衣后人体力学响应仿真,结果取决于所使用的计算模型,包括弹丸、防弹衣、人体有限元模型以及设定的撞击条件。本文对速度为360 m/s的9 mm手枪弹侵彻软质防弹衣的仿真结果与实弹试验结果进行了比较,发现通过有限元仿真得出的弹丸挤压变形和防弹衣破坏变形情况与试验现象吻合良好。将该子弹模型和防弹衣模型加载于人体躯干有限元模型,对9 mm手枪弹射击穿着防弹衣人体躯干的钝击效应进行有限元仿真,结果显示胸壁凹陷深度16 mm,实弹试验测得防弹衣凸出高度18 mm,两者基本吻合。上述结果证实本文建立的人体躯干有限元模型、弹丸和防弹衣有限元模型的结构和参数合理,仿真结果可靠。关于人体有限元模型,由于缺乏活体原型的直接比较,加之生物组织在不同应变率加载下体现出的动态力学特性,还需要以动物实验与尸体实验数据为参照进行进一步完善。

## 4 结论

本文建立了适用于中国人的人体躯干有限元模型,并基于该模型进行非贯穿弹道冲击致防弹衣后人体躯干力学响应的有限元仿真,结果与相关文献数据具有可比性,与试验研究结果基本吻合。本文建立的装配有软质防弹衣的人体躯干有限元模型可作为非贯穿弹道冲击下人体力学响应的仿真分析工具,参照通过生物实验建立的力学响应与生物损伤的量效关系,仿真结果可为防弹衣后钝性损伤机制和防护研究提供依据。

## 参考文献:

- [1] Cannon L. Behind armour blunt trauma—An emerging

- problem [J]. J R Army Med Corps, 2001, 147(1): 87-96.
- [2] Saraf H, Ramesh KT, Lennon AM, *et al.* Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading [J]. J Biomech, 2007, 40(9): 1960-1967.
- [3] Caruso KS, Hijuelos PJ, Bierman PJ, *et al.* Development of synthetic cortical bone for ballistic and blast testing [J]. J Adv Mater, 2006, 38(3): 27-36.
- [4] Wang HC. Development of a side impact finite element human thoracic model [D]. Detroit: Wayne State University, 1995.
- [5] Duck FA. Physical properties of tissue [M]. London: Academic Press, 1990.
- [6] Roberts JC, Merkle AC, Biermann PJ, *et al.* Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact [J]. J Biomech, 2007, 40(1): 125-136.
- [7] Plank GR, Kleinberger M, Eppinger RH. Finite element modeling and analysis of thorax/restraint system interaction [C]// Proceedings of the 42nd STAPP Car Crash Conference. USA: SAE International, 1998: 317-329.
- [8] Roberts JC, O'Connor JV, Ward EE. Modeling the effect of nonpenetrating ballistic impact as a means of detecting behind-armor blunt trauma [J]. J Trauma, 2005, 58(6): 1241-1251.
- [9] 李斌, 赵文志, 陈秉智, 等. 人工椎间盘植入术后颈椎邻近节段生物力学变化的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25(2): 94-99.
- Li B, Zhao WZ, Chen BZ, *et al.* Finite element analysis on adjacent segments for its biomechanical changes after artificial cervical disc prosthesis [J]. J Med Biomech, 25(2): 94-99.
- [10] Wilhelm M, Bir C. Injuries to law enforcement officers: The backface signature injury [J]. Forensic Sci Int, 2008, 174(1): 6-11.

• 致读者 •

## 关于文稿中法定计量单位的书写要求

本刊法定计量单位实行国务院 1984 年 12 月颁布的《中华人民共和国法定计量单位》,并以单位符号表示,具体使用参照中华医学会杂志社编写的《法定计量单位在医学上的应用》。注意单位名称与单位符号不可混用。如  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$  应改为  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$ ;组合单位符号中表示相除的斜线多于 1 条时,应采用负数幂的形式表示,如  $\text{ng}/\text{kg}/\text{min}$  应采用  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  的形式;组合单位中斜线和负数幂亦不可混用,如前例不宜采用  $\text{ng}/\text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  的形式。在首次出现不常用的法定计量单位时加注与旧制单位的换算系数,下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物体内的压力单位使用  $\text{mmHg}$  或  $\text{cmH}_2\text{O}$ ,但文中首次出现使用括号加注( $1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$ )。正文中时间的计量单位表达,凡表示时间的具体数据时,数据后的计量单位应采用  $\text{d}$ 、 $\text{h}$ 、 $\text{min}$ 、 $\text{s}$ ,而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字,如吸光度(旧称光密度)的符号  $A$ ,“ $A$ ”为斜体。

本刊编辑部  
2012-06-25