

DOI: 10.11883/bzycj-2024-0211

# 底部爆炸冲击下乘员脊柱的 损伤行为和风险分析\*

李桂兵<sup>1</sup>, 李文博<sup>1</sup>, 汪国胜<sup>1,2</sup>, 覃凌云<sup>1</sup>, 蔡志华<sup>1</sup>

(1. 湖南科技大学机电工程学院, 湖南 湘潭 411201;

2. 中国北方车辆研究所底盘部件技术部, 北京 100072)

**摘要:** 底部爆炸冲击极易造成装甲车辆乘员脊柱损伤, 为全面了解底部爆炸冲击作用下的乘员脊柱各节段损伤行为和风险, 通过基于高生物逼真度人体有限元模型的数值仿真模拟典型底部爆炸冲击下乘员脊柱的动态响应过程, 融合运动学、动力学和生物力学响应研究脊柱各节段潜在的损伤行为, 并利用生物力学指标分析不同受载工况和防护座椅设计参数下乘员脊柱的损伤风险。结果表明: C4-T3 段脊柱后伸过展是棘突、横突和椎间盘纤维环的主要致伤因素, T7-T12 段脊柱损伤主要受前屈过弯和轴向压缩共同作用, 腰椎轴向压缩导致椎体前侧和椎间盘髓核处高损伤风险; 脊柱各节段损伤风险随受载加速度峰值增大而提高, 抗爆座椅防护下颈椎仍存在高骨折风险; 减小座椅悬架刚度可降低乘员脊柱的损伤风险, 但在 0.6~1.2 kN·s/m 范围内改变座椅悬架阻尼对乘员脊柱的损伤风险无明显影响。

**关键词:** 底部爆炸; 脊柱损伤; 人体模型; 生物力学; 数值仿真

中图分类号: O383.1

国标学科代码: 13035; 13041

文献标志码: A

## Analysis of occupant spinal injury behavior and risk in under-body blast impacts

LI Guibing<sup>1</sup>, LI Wenbo<sup>1</sup>, WANG Guosheng<sup>1,2</sup>, QIN Lingyun<sup>1</sup>, CAI Zhihua<sup>1</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, Hunan, China;

2. Department of Vehicle Chassis, China North Vehicle Research Institute, Beijing 100072, China)

**Abstract:** The impact from under-body blast (UBB) can easily cause spinal injuries to armored vehicle occupants. In order to comprehensively understand the injury behavior and risk of different spine segment of the occupant under UBB impacts, numerical simulations using a high biofidelity fidelity human finite element model were conducted to simulate the dynamic response process of the occupant spine under typical UBB impacts. Then kinematic, dynamic, and biomechanical response were integrated to study the potential damage behavior of each segment of the spine, and biomechanical indicators were used to analyze spinal injury risk under different loading conditions and protective seat design parameters. The results indicate that: the over extension of the C4-T3 segment is the main reason for injuries to the spinous process, transverse process, and intervertebral disc annulus fibrosus; injuries of the T7-T12 segment are mainly associated with the forward over bending combined with axial compression; the axial compression of the lumbar spine results in a high injury risk at the anterior aspect of the vertebral body and the nucleus pulposus of the intervertebral disc; the risk of spinal segment injury increases with the increase of peak load acceleration, and the risk of thoracolumbar spine injury under anti-blast seat protection is lower, but there is a high risk of cervical spine fracture; reducing the stiffness of the seat suspension can reduce the risk of spinal injury for

\* 收稿日期: 2024-07-01; 修回日期: 2024-09-30

基金项目: 中央军委基础加强计划技术领域基金(2021-JCJQ-JJ-1309); 湖南省自然科学基金(2023JJ30246)

第一作者: 李桂兵(1987—), 男, 博士, 副教授, [guibing.li@hnust.edu.cn](mailto:guibing.li@hnust.edu.cn)

通信作者: 汪国胜(1971—), 男, 博士, 研究员, [wgsheng321449@163.com](mailto:wgsheng321449@163.com)

passengers, but changing the damping parameter of the seat suspension in the range of 0.6–1.2 kN·s/m has no significant effect on the spinal injury risk of occupants.

**Keywords:** under-body blast; spinal injury; human body model; biomechanics; numerical simulation

地雷和简易爆炸装置(improvised explosive device, IED)是非对称作战时的主要反装甲武器,其在装甲车辆底爆炸时所释放的巨大能量对车内人员造成严重威胁,底部爆炸(under-body blast, UBB)引起的冲击过载易导致脊柱严重损伤<sup>[1-3]</sup>。因此,开展底部冲击下的装甲车乘员脊柱损伤和防护研究对于保障装甲士兵生命安全和提升装甲装备战力性能具有重要意义。

目前,采用尸体(post-mortem human subjects, PMHS)的生物力学试验、基于拟人化测试设备(anthropomorphic test device, ATD)及其数值模型的物理试验和仿真以及应用人体数值模型的仿真分析是 UBB 工况下装甲车乘员损伤和防护研究的主要途径。PMHS 生物力学试验主要采用滑车、落锤和杠杆试验台对尸体脊柱节段或整人样本进行冲击加载来模拟 UBB 冲击损伤过程,通过测量尸体样本动力学响应信号和解剖扫描试验后样本进行损伤机理和耐受度分析,现有的 PMHS 试验研究对下肢、盆骨和腰椎 UBB 损伤行为形成了较全面认识<sup>[4-7]</sup>,整人层面的 PMHS 试验数据为 ATD 和人体数值模型的有效性验证提供了对标通道<sup>[8-9]</sup>。但受伦理和成本限制 PMHS 试验无法在国内开展,且 PMHS 试验受数据采集手段约束,难以洞察人体组织层面的生物力学动态响应。从而,国内研究者大都采用以假人为主要代表的 ATD 开展试验和仿真分析<sup>[10-11]</sup>。目前主流的 ATD 为 Hybrid-III 50 百分位假人及其有限元模型,其主要被用作测试工具来评价和改进车体设计、座椅设计和穿戴装备设计等。ATD 假人兼具试验和仿真研究的可行性和可对比性,为极端冲击载荷下的人体损伤防护装备研究提供了重要工具,但 ATD 假人的机械式结构生物逼真度有限(如:刚性骨盆和胸椎),难以用于涉及人体损伤机理和生物力学的深入分析。近年来,随着高生物逼真度人体数值模型在汽车碰撞安全研究领域的广泛应用,部分研究者开始通过人体数值模型分析底部爆炸冲击下的乘员响应<sup>[12-14]</sup>。GHBM(C(global human body models consortium) 50 百分位男性人体有限元模型首次通过 UBB 模拟工况下的 PMHS 动力学响应数据进行了生物逼真度验证<sup>[12]</sup>,该模型还被应用于分析 UBB 环境下的乘员骨盆响应和损伤风险<sup>[13]</sup>。此外,中国体征人体有限元模型(Chinese human body model, C-HBM)也在 UBB 下肢和腰骶损伤及防护研究中得到应用<sup>[14-15]</sup>。虽然人生物力学体模型在 UBB 乘员损伤研究方面已有一定应用,但现有研究少有关关注人体整个脊柱的动态响应,仍有待进一步深入认识不同脊柱节段的响应特征和损伤行为。另外,当前抗爆座椅是乘员 UBB 损伤防护的主要装备<sup>[16-17]</sup>,可通过借助高生物逼真度人体数值模型的虚拟评价为抗暴座椅设计和优化提供科学指导。

因此,本研究以验证 THUMS(total human body model for safety)人体有限元模型在 UBB 工况下的生物逼真度为基础,首先通过基于 THUMS 模型的数值仿真分析典型 UBB 冲击环境下的乘员脊柱运动学、动力学和生物力学响应特征,然后依此研究乘员脊柱各节段潜在损伤行为,最后利用人体有限元模型和生物力学指标分析不同受载工况和座椅防护设计参数下的乘员脊柱各节段损伤风险,以期针对 UBB 工况的装甲车乘员脊柱损伤防护提供参考。

## 1 人体模型生物逼真度验证

### 1.1 模型验证加载仿真模型

采用具有高生物逼真度的整人有限元模型 THUMS 模拟乘员在 UBB 冲击载荷下的响应,该模型由丰田公司建立并开源,拥有超 200 万个单元和详细的解剖学结构,模型细节如图 1 所示。Iwamoto 等<sup>[18]</sup>和 Kitagawa 等<sup>[19]</sup>已针对汽车碰撞载荷下的 PMHS 试验数据对 THUMS 模型进行了全面的生物逼真度验证,该模型可准确模拟交通事故参与者的力学响应和损伤行为。但目前 THUMS 模型尚未在 UBB 工况下进行生物逼真度验证,考虑 UBB 载荷工况(头盆向高速冲击)与汽车碰撞存在明显差异,本文中模拟 UBB 载荷下的 PMHS 试验数据<sup>[9]</sup>为参考,验证 THUMS 模型的生物逼真度。Ott 等<sup>[9]</sup>开展的 PMHS

试验采用垂直跌落试验台和波形发生器模拟 UBB 工况, 试验测量了刚性座椅和地板上的加速度脉冲及 PMHS 脊柱加速度信号。为还原 PMHS 试验场景, 本文通过预模拟将 THUMS 模型的脊柱、手臂、下肢姿态调整至与试验尸体接近, 建立了与 PMHS 姿态<sup>[9]</sup>相似的 THUMS 模型(图 2(a)), 并分别在座椅和地板加载从试验数据提取的加速度脉冲(图 2(b))。需要说明的是, 由于整人 PMHS 试验中只采集了脊柱节段加速度信号, 未采集脊柱的力和力矩响应, 从而整人模型生物逼真度只能对比脊柱加速度响应验证。此外, 在 THUMS 模型开发过程中针对多种载荷下的脊柱节段力学响应验证结果表明, 其脊柱节段模型可较好预测 PMHS 力和力矩响应<sup>[19]</sup>, 因此本研究未再重复脊柱节段验证过程。

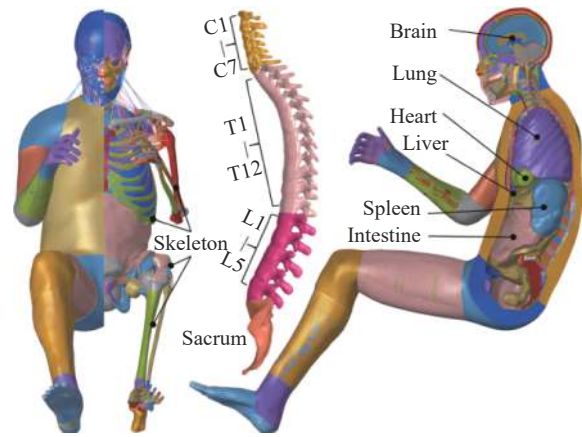
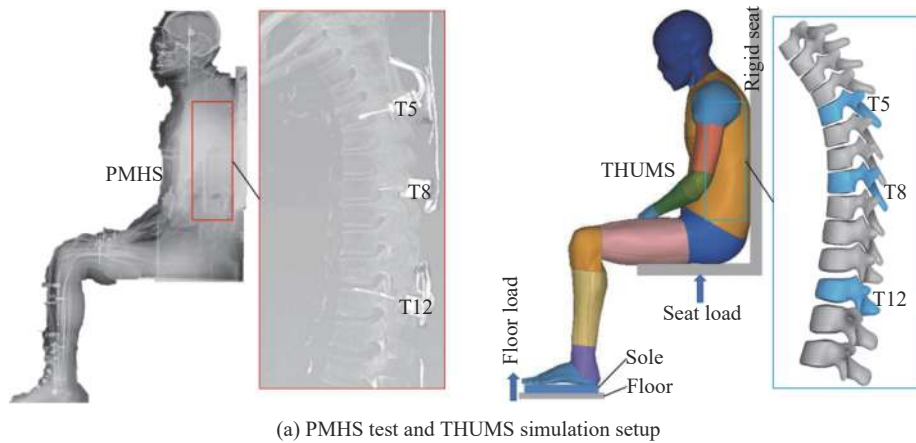
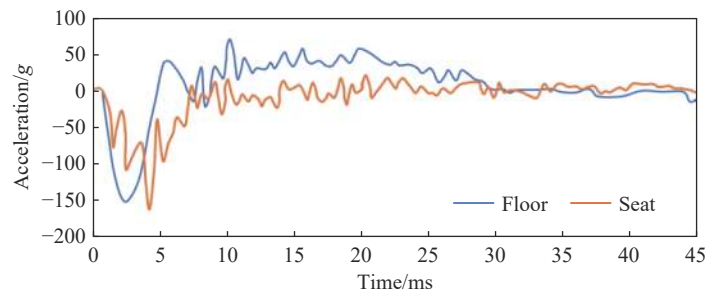


图 1 THUMS 模型

Fig. 1 THUMS model



(a) PMHS test and THUMS simulation setup



(b) Floor and seat impact pulses

图 2 THUMS 模型验证加载仿真模型及加载曲线

Fig. 2 Simulation model and loading pulses for THUMS model validation

## 1.2 模型验证结果

图 3 所示为验证仿真中 THUMS 模型输出的第 1(T1)、第 5(T5)、第 8(T8)和第 12(T12)节胸椎加速度曲线与 PMHS 试验数据通道<sup>[9]</sup>及试验均值<sup>[9]</sup>曲线对比, 该数据通道由综合不同 PMHS 样本响应绘制而成。从图 3 可以看出, 虽然 THUMS 模型响应存在仿真峰值偏高(相较于试验均值)和部分数据偏离 PMHS 通道的现象, 但脊柱各节段加速度响应与 PMHS 响应趋势基本一致, 模型响应几乎位于 PMHS 试验通道内。该结果为人體模型验证中的常见现象, 大量研究表明整人级别的人體有限元模型验证中无法做到其响应与尸体试验完全高度一致<sup>[12,15,18]</sup>。同时考虑人體个体差异和 PMHS 试验样本有限, 认为

THUMS 模型在 UBB 冲击载荷下表现出了较高生物逼真度, 可用于后续研究模拟 UBB 工况下的乘员响应过程。

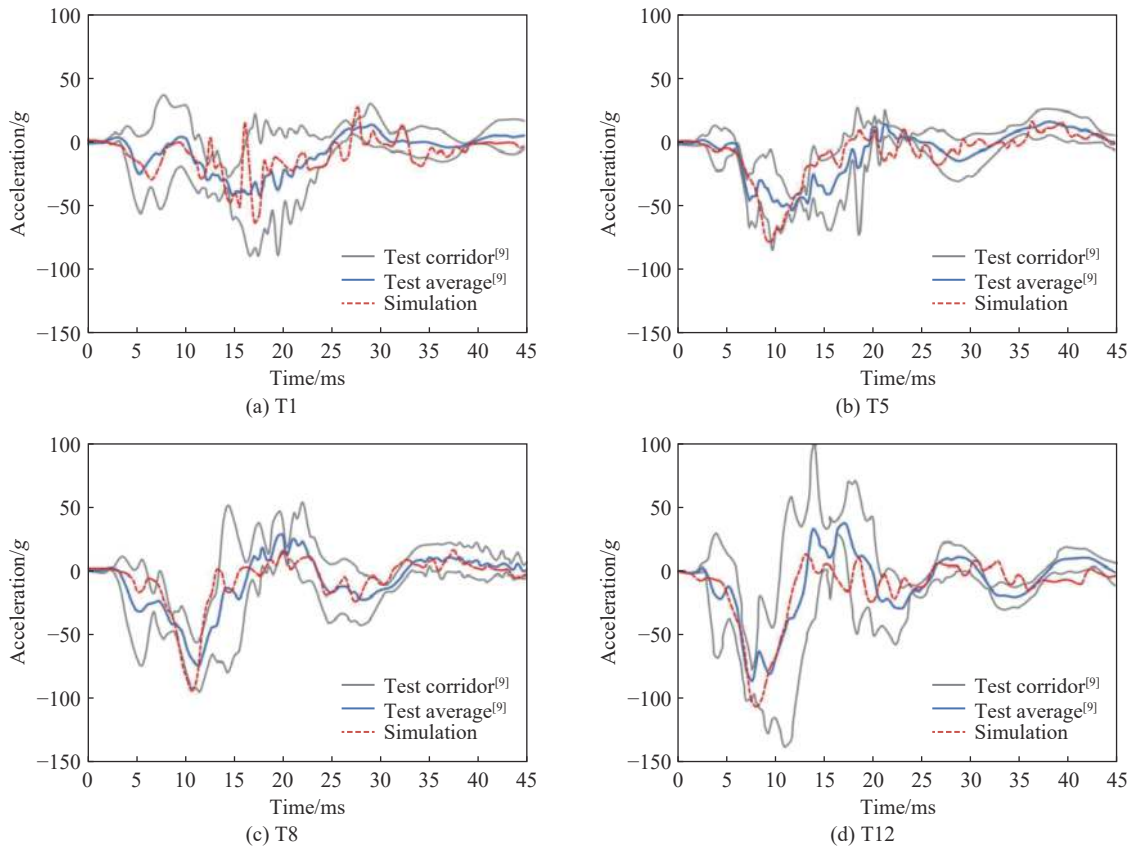


图3 THUMS 模型 T1、T5、T8 和 T12 加速度响应与尸体试验数据<sup>[9]</sup>对比

Fig. 3 Comparison of T1, T5, T8 and T12 acceleration-time histories between the THUMS model and cadaver test data<sup>[9]</sup>

## 2 乘员脊柱损伤行为分析

采用 THUMS 人体模型和自行设计的某特种车辆座椅有限元模型, 建立了典型 UBB 工况下的乘员受载仿真模型, 如图 4 所示。仿真模型中, 参考典型 UBB 冲击加速度特征<sup>[20]</sup>, 建立峰值为 200g 和脉冲宽度为 5 ms 的三角波加速度脉冲加载环境, 加速度脉冲作用于座椅安装地板, 座椅缓冲吸能悬架参数设为

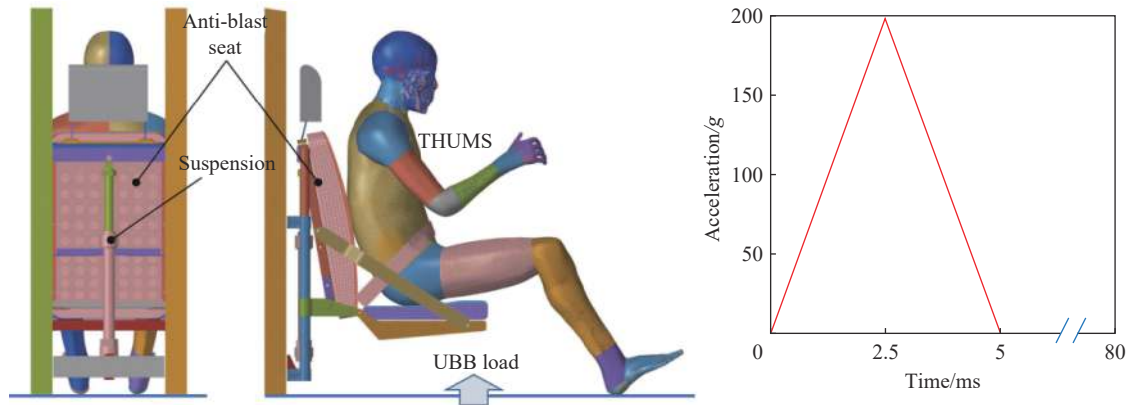


图4 UBB 冲击环境下的乘员受载仿真模型及加载脉冲

Fig. 4 Simulation model and loading pulse of occupant in UBB impact environment

刚度 80 kN/m 和阻尼 1.2 kN·s/m, 仿真计算时间设为 80 ms, 定义人体和地板及座椅之间的接触。需要说明的是, 由于 PMHS 实验<sup>[9]</sup>的主要目的是为机械假人开发提供验证参考, 通常设置为腰背曲度相对较小的僵直姿态; 而特种车辆乘员在服役过程中需要进行机械性操作, 且在车辆不平稳行驶环境下难以保持腰背挺直, 其坐姿与 THUMS 模型的原始姿态(腰背自然屈曲)更接近, 因而本文中采用了 THUMS 模型的原始姿态模拟 UBB 工况下的特种车辆乘员损受载过程。以下基于该模型的仿真结果, 从脊柱运动姿态(运动学)、截面载荷(动力学)和应力分布(生物力学)3 个方面展示乘员脊柱响应特征, 并结合三者响应特征分析 UBB 冲击下的乘员脊柱损伤行为。

## 2.1 脊柱运动姿态

图 5 为乘员整体和骨骼在 200g 的 UBB 冲击载荷作用下的运动响应过程, 从图中可以看出: 乘员下肢向上抬升运动, 使得膝关节前伸; 躯干在惯性力作用下向下和向前运动, 胸腰段脊柱产生明显前屈; 头部向后翻转旋转, 颈椎明显后伸。图 6 为脊柱在矢状面的位姿形态随时间变化过程(原点为第一节尾椎 S1, X 轴的正方向表示向后, Z 轴的正方向表示向上), 以 T1 为参考的 C1 运动轨迹主要表现为向下位移, 由颈部脊椎后伸弯曲所致; 以 L1 为参考的 T1 运动轨迹主要为向下和向前位移, 由胸椎前屈弯曲和轴向压缩所致; 以骶骨 S1 为参考的 L1 运动轨迹先向前再向后, 由骨盆转动所致。

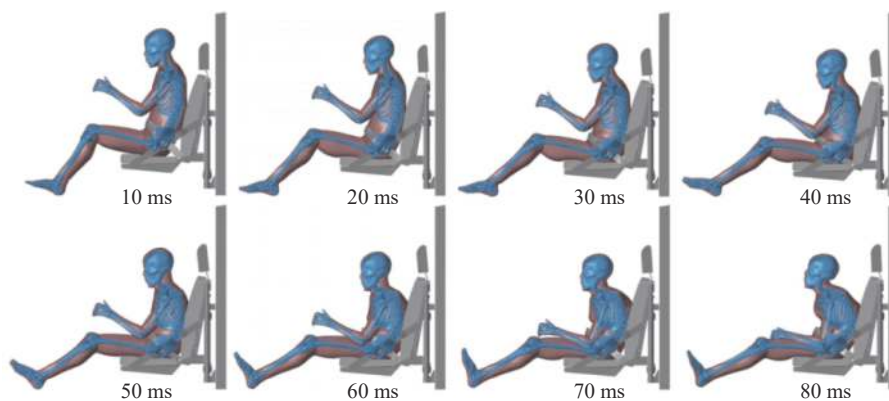


图 5 UBB 冲击载荷下的乘员受载运动学响应(蓝色所示为骨骼)

Fig. 5 Kinematic response of occupant under UBB impact load (bones shown in blue)

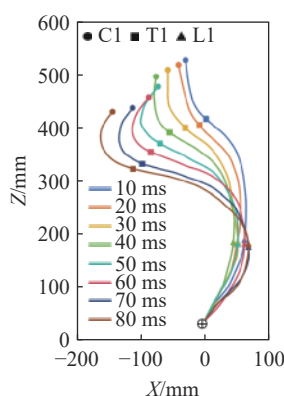


图 6 UBB 冲击载荷下的乘员脊柱位姿形态随时间变化过程

Fig. 6 The temporal variation process of occupant spine posture under UBB impact load

## 2.2 脊柱截面载荷

图 7 为 UBB 载荷下通过乘员脊柱部分节段截面力和弯矩时间历程曲线, 图 8 为各脊柱节段截面力和弯矩峰值相对于 L5 的比值。从图 7~8 可知, UBB 载荷沿脊柱自下而上传递, 脊柱截面力峰值时刻从

L5 到 C1 依次顺延, 峰值总体上呈自下而上衰减的趋势, 但是胸椎 T9-L5 段截面力维持较高平台, 颈椎 C2-C3 段的截面力峰值明显高于周边节段; 脊柱截面弯矩峰值时刻与节段位置无明显相关性, T4 弯矩峰值时刻与 L5 接近, C4 和 C7 弯矩达到峰值后呈现平台, L1-L4 段弯矩峰值较低, T7-T11 段弯矩峰值较高, C6-T2 段弯矩峰值高于上下游节段。

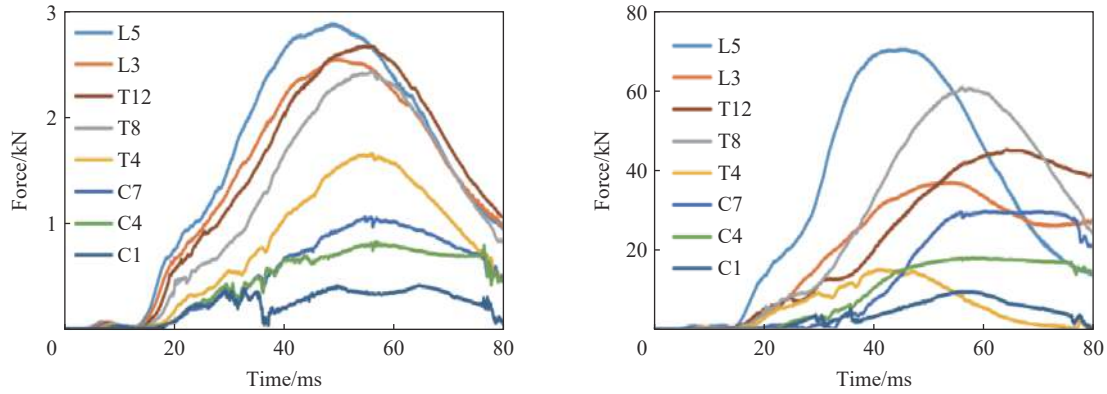


图 7 脊柱各节段截面力和弯矩时间历程曲线

Fig. 7 Time history curves of cross-sectional forces and bending moments in various segments of the spine

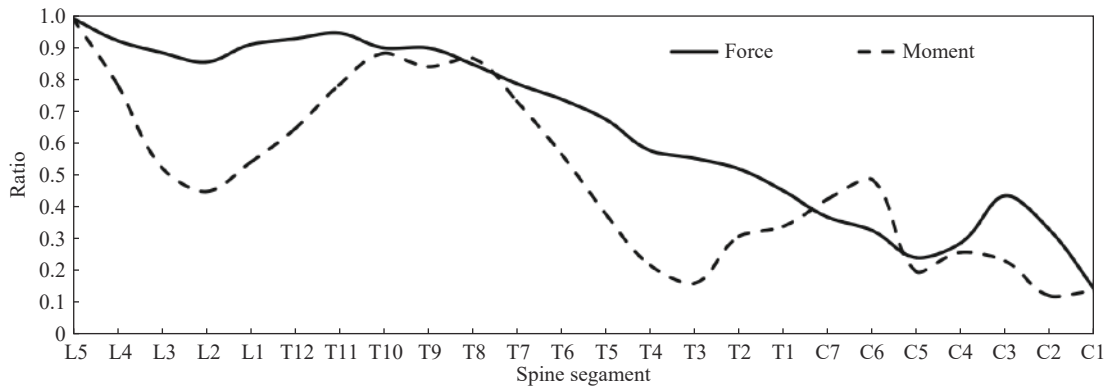


图 8 脊柱各节段最大截面力和弯矩峰值相对 L5 的比值

Fig. 8 Ratios of peak cross-sectional force and bending moment of each segment of the spine to those of L5

### 2.3 脊柱应力应变分布

图 9~10 分别为颈椎和胸腰椎椎体应力与椎间盘应变分布云图, 其中椎间盘应变云图中展示的为矢冠状面剖视图, 以方便看清椎间盘髓核部分应变情况。此外, 由于 C1 和 C2 间无椎间盘, 颈椎椎间盘应变云图中未显示 C1 节段。仿真结果显示: 颈椎椎体应力主要集中在 C4-C7 棘突, 椎间盘应变则主要集中在 C3-C4 椎间盘纤维环前侧; 胸腰椎椎体最大应力分布在 L4-L5 和 T7-T12 前侧以及 T1-T3 横突, 椎间盘应变则主要集中在腰椎椎间盘髓核和 T1-T4 椎间盘纤维环前侧; 时间轴上, 从腰椎至颈椎自下而上依次出椎体最大应力和椎间盘最大应变。从量级上来看, 颈部椎体最大应力和椎间盘最大应变均高于胸腰椎。

将仿真中乘员模型脊柱应力应变分布(图 9~10)与运动姿态(图 5~6)和截面载荷(图 7~8)结合分析可以看出: 脊柱生理弯曲是决定不同节段在 UBB 载荷下运动和承载差异的主要原因, C4-T3 和 T6-T12 段分别受颈部后伸和胸部前屈运动而弯矩承载明显, T9-L5 段由于躯干向下压缩而处于轴向承载状态; 颈椎后伸所产生的弯曲形变是造成 C5-T2 段弯矩增大和 C4-T3 段棘突/横突应力集中的主要原因, 即颈部过伸是 UBB 载荷下乘员颈-胸过渡位置脊柱损伤的主要致伤机制; 胸椎轴向压缩和前屈产生的弯曲形变使得 T7-T11 段同时拥有高截面力和弯矩, 导致该段椎体前侧应力集中, 胸椎前屈过弯伴随轴向压缩

是该节段主要致伤行为; 对于腰椎而言, L4-L5 段出现明显弯曲导致椎体前侧应力集中, L1-L3 节段主要表现为轴向压缩(图 8 高截面力)引起其椎间盘中心位置应变明显, 腰椎同时承受的轴向压缩和前屈弯矩是其椎体和椎间盘的主要致伤因素。以上结合运动学、动力学和生物力学响应分析的脊柱损伤行为逻辑一致, 共同反映了不同节段脊柱损伤机制差异。同时, Comstock 等<sup>[2]</sup>和 Schoenfeld 等<sup>[3]</sup>的战场损伤流行病学研究指出 C4-C7、T8-T12 及 L1-L5 节段损伤高发, Somasundaram 等<sup>[20]</sup>通过 PMHS 实验发现胸椎过度屈曲且 T8-T12 段损伤机制为压缩和弯曲载荷的共同作用, 本文仿真结果映射的损伤行为与上述研究结论相似, 因此结果具备可信度。

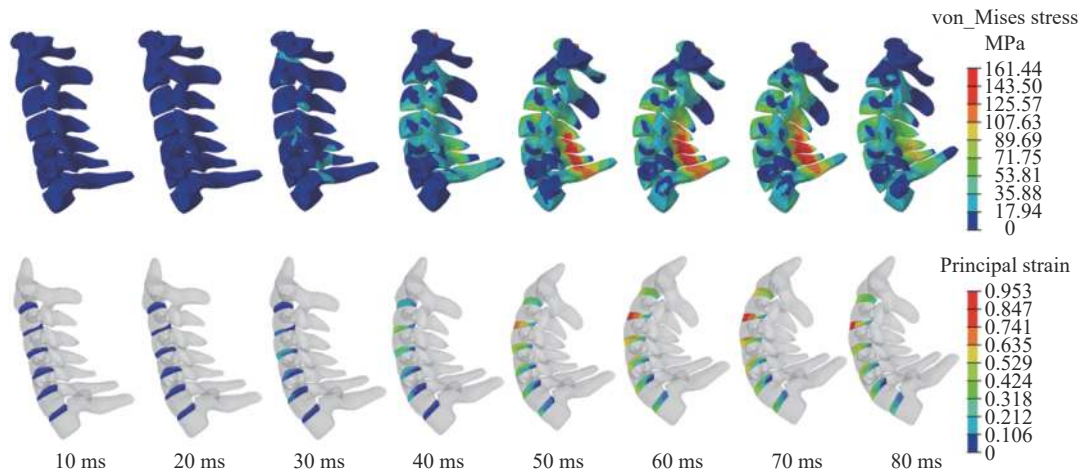


图 9 颈椎椎体应力和椎间盘应变分布随时间的变化

Fig. 9 The temporal variation of stress distribution in cervical vertebrae and intervertebral discs

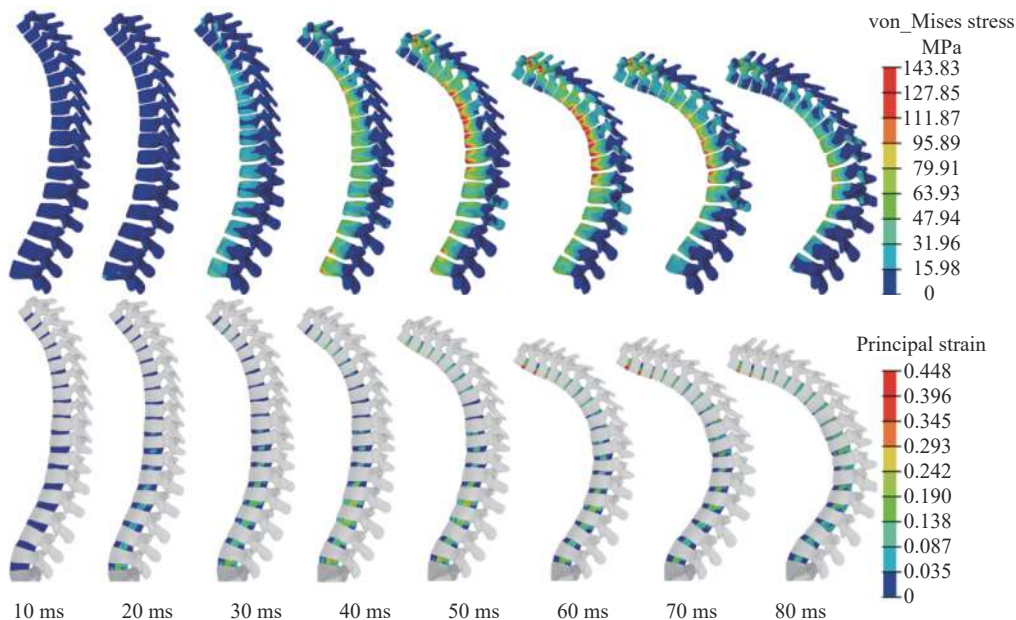


图 10 胸腰椎椎体应力和椎间盘应变分布随时间的变化

Fig. 10 The temporal variation of stress distribution in thoraco-lumbar vertebrae and intervertebral discs

### 3 乘员脊柱损伤风险分析

为分析不同受载环境下的乘员脊柱损伤风险, 此处基于图 4 所示模型, 分别考虑不同的 UBB 加速度峰值(100g~300g)和不同座椅悬架刚度(50~80 kN/m)及不同阻尼(0.6~1.2 kN·s/m)的缓冲吸能方式,

建立如表 1 所示的仿真矩阵。表 1 中 UBB 峰值 200g、座椅悬架刚度 80 N/mm 和座椅悬架阻尼系数 1.2 为基础模型(编号 0), 参数变化时每次仅变化其中一个参数设置仿真组, 其他参数固定为基础模型参数, 如 UBB 峰值变化时座椅悬架参数保持刚度 80k N/m 和阻尼 1.2 kN·s/m 不变。需要说明的是, 由于本研究所设计的座椅需要同时满足抗爆(安全性)和减振(舒适性)功能, 阻尼取值相对较低。损伤风险分析中, 采用脊柱不同节段的椎体峰值应力作为表征参量, 量化分析上述 3 个参数变化对脊柱损伤风险的影响。

不同工况下, 乘员脊柱各节段应力峰值的对比如图 11 所示, 从图中可以看出: 所有仿真中颈椎应力峰值基本都高于胸腰椎, 腰椎应力峰值为三者中最低; 脊柱各节段应力峰值随 UBB 峰值增大而增大, UBB 峰值对腰椎应力峰值影响的线性程度最高; 根据 Zimmermann 等<sup>[21]</sup>提出的青年人种群皮质骨压缩和弯曲极限应力均值(161 MPa)推断发现, 在抗爆座椅防护下乘员颈椎存在高骨折风险, 胸腰椎损伤风险较低, 这一规律与 Somasundaram 等<sup>[21]</sup>通过 PMHS 实验得到的结论相似, 即盆骨以下缓冲吸能可有效降低胸腰椎损伤风险, 但对颈椎的防护能

表 1 仿真矩阵

Table 1 Simulation matrix			
编号	UBB峰值/g	刚度/(kN·m <sup>-1</sup> )	阻尼/(kN·s·m <sup>-1</sup> )
0	200	80	1.2
1	100		
2	150		
3	250	80	1.2
4	300		
5		50	
6	200	60	1.2
7		70	
8			0.6
9	200	80	0.8
10			1.0

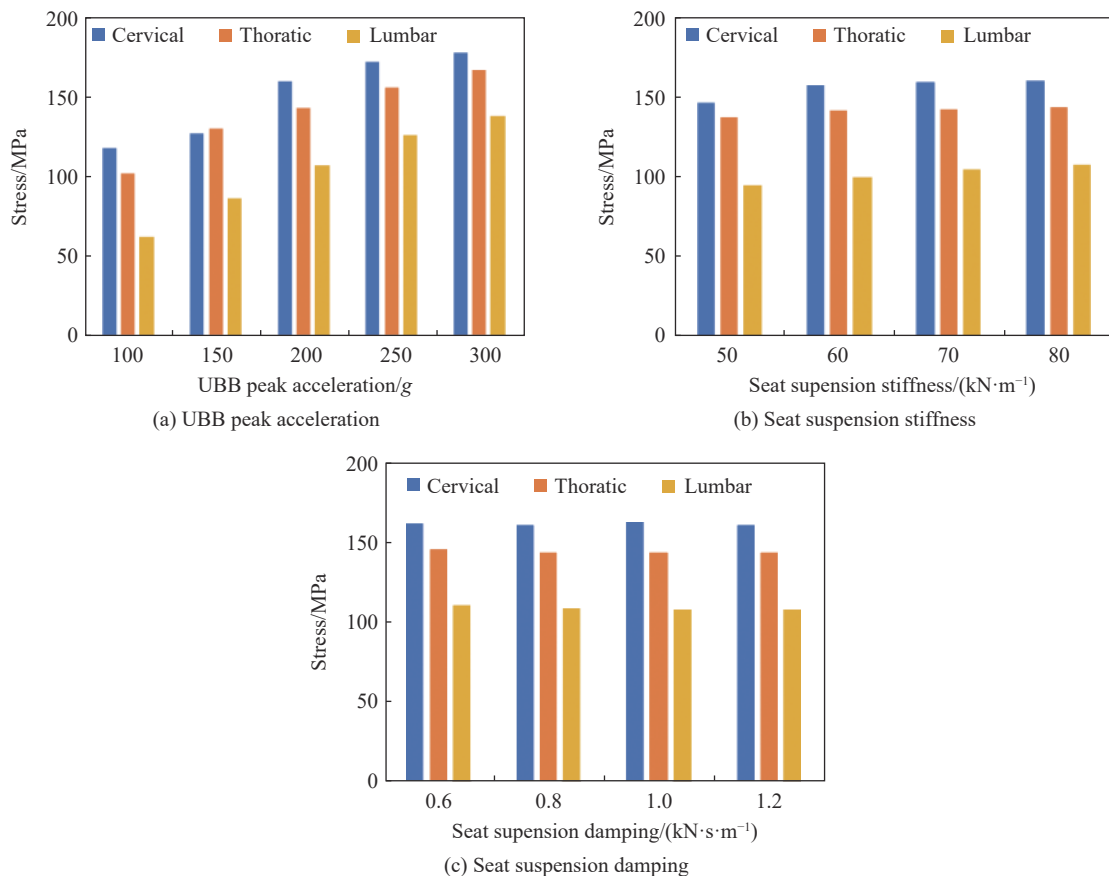


图 11 椎体最大应力随 UBB 加速度峰值和座椅悬架刚/度阻尼的变化

Fig. 11 Variation of the Maximum vertebral stress with the peak UBB acceleration, and the stiffness and damping of the seat suspension



力较低。改变 UBB 脉冲峰值和座椅悬架设计参数的仿真结果对比发现: UBB 加速度峰值对脊柱应力峰值影响最显著, UBB 加速度峰值每增大 50g 可平均增大脊柱最大应力约 17 MPa; 脊柱最大应力随座椅悬架刚度的增大呈增大趋势, 座椅刚度从 50 kN/m 增大到 60 kN/m 时的影响最显著; 而由于悬架阻尼较低, 在本研究所设区间内改变座椅悬架阻尼参数对乘员脊柱最大应力几乎无影响。上述规律表明, 通过车体吸能设计尽量减小传入座椅的 UBB 加速度是乘员防护的关键, 基于当前座椅悬架吸能的抗爆措施或难以实现对颈椎的损伤防护, 后续抗暴座椅优化设计应重点考虑颈椎防护。

## 4 结 论

通过对比文献中的 PMHS 试验数据验证了 THUMS 人体有限元模型的生物逼真度, 采用该模型研究了 UBB 冲击载荷下的乘员脊柱损伤行为和损伤风险, 得到的主要结论如下。

(1) THUMS 模型能较好地模拟 UBB 冲击载荷下的 PMHS 各脊柱节段加速度响应, 可借助其高生物逼真度开展 UBB 冲击环境下的乘员脊柱损伤研究。

(2) UBB 冲击载荷下乘员脊柱不同节段的运动响应存在明显差异, 颈椎和胸椎上段主要表现为后伸, 胸椎中-下段响应为前屈伴随轴向压缩, 腰椎主要为轴向压缩。

(3) C4-T3 段脊柱后伸过展导致棘突、横突和椎间盘纤维环损伤, T7-T12 段脊柱前屈过弯和轴向压缩引起椎体前侧损伤; 腰椎段轴向压缩导致椎体前侧和椎间盘髓核处高损伤风险。

(4) 颈椎损伤脊柱各节段损伤风险随受载加速度峰值增大而提高, 抗暴座椅防护下胸腰椎损伤风险较低, 但颈椎存在高骨折风险; 减小座椅悬架刚度可降低乘员脊柱损伤风险, 但在 0.6~1.2 kN·s/m 范围内改变阻尼参数对乘员脊柱损伤风险无明显影响。

## 参考文献:

- [1] BELMONT JR P J, GOODMAN G P, ZACCHILLI M, et al. Incidence and epidemiology of combat injuries sustained during “the surge” portion of operation Iraqi freedom by a U. S. army brigade combat team [J]. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 2010, 68(1): 204–210. DOI: 10.1097/TA.0b013e3181bdcf95.
- [2] COMSTOCK S, PANNELL D, TALBOT M, et al. Spinal injuries after improvised explosive device incidents: implications for tactical combat casualty care [J]. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 2011, 71(5): S413–S417. DOI: 10.1097/TA.0b013e318232e575.
- [3] SCHOENFELD A J, GOODMAN G P, BELMONT JR P J. Characterization of combat-related spinal injuries sustained by a US army brigade combat team during operation Iraqi freedom [J]. *The Spine Journal*, 2012, 12(9): 771–776. DOI: 10.1016/j.spinee.2010.05.004.
- [4] YOGANANDAN N, MOORE J, ARUN M W J, et al. Dynamic responses of intact post mortem human surrogates from inferior-to-superior loading at the pelvis [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2014, 58: 123–143. DOI: 10.4271/2014-22-0005.
- [5] YOGANANDAN N, HUMM J, BAISDEN J, et al. Temporal corridors of forces and moments, and injuries to pelvis-lumbar spine in vertical impact simulating underbody blast [J]. *Journal of Biomechanics*, 2023, 150: 111490. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2023.111490.
- [6] BAILEY A M, CHRISTOPHER J J, BROZOSKI F, et al. Post mortem human surrogate injury response of the pelvis and lower extremities to simulated underbody blast [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2015, 43(8): 1907–1917. DOI: 10.1007/s10439-014-1211-5.
- [7] PIETSCH H, DANIELSON K, CAVANAUGH J, et al. A comparison of fracture response in female and male lumbar spine in simulated under body blast component tests [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2024, 150: 106303. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.106303.
- [8] RUPP J D, ZASECK L, MILLER C S, et al. Whole body PMHS response in injurious experimental accelerative loading events [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2021, 49(11): 3031–3045. DOI: 10.1007/s10439-021-02803-1.
- [9] OTT K A, DEMETROPOULOS C K, LUONGO M E, et al. Evaluation of the whole body spine response to sub-injurious vertical loading [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2021, 49(11): 3099–3117. DOI: 10.1007/s10439-020-02656-0.

- [10] 尹宁, 王洪亮, 张进成, 等. 垂直冲击下穿戴装备对乘员损伤影响研究 [J]. *爆炸与冲击*, 2021, 41(8): 085101. DOI: 10.11883/bzycj-2020-0229.  
YIN N, WANG H L, ZHANG J C, et al. Research on the effect of wearing equipment on occupant injury under vertical impact [J]. *Explosion and Shock Waves*, 2021, 41(8): 085101. DOI: 10.11883/bzycj-2020-0229.
- [11] 罗鸣, 周云波, 张进成, 等. 爆炸冲击作用时间差对盆骨和腰椎的损伤研究 [J]. *爆炸与冲击*, 2021, 41(1): 015902. DOI: 10.11883/bzycj-2020-0059.  
LUO M, ZHOU Y B, ZHANG J C, et al. Research on time interval of explosion impact on pelvis and lumbar spine injury [J]. *Explosion and Shock Waves*, 2021, 41(1): 015902. DOI: 10.11883/bzycj-2020-0059.
- [12] SOMASUNDARAM K, ZHANG L, SHERMAN D, et al. Evaluating thoracolumbar spine response during simulated underbody blast impact using a total human body finite element model [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019, 100: 103398. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103398.
- [13] WEAVER C M, STITZEL J D. Pelvic response of a total human body finite element model during simulated under body blast impacts [C]//Proceedings of IRCOBI Conference 2015. Lyon, France, 2015.
- [14] 牛坤, 焦猛, 莫富灏, 等. 底部爆炸冲击下装甲车乘员下肢损伤行为与防护研究 [J]. *兵器装备工程学报*, 2022, 43(12): 1–7. DOI: 10.11809/bqzbgcxb2022.12.001.  
NIU K, JIAO M, MO F H, et al. Research on injury behaviors and protection of armored vehicle occupant lower limbs in under-body blast impacts [J]. *Journal of Ordnance Equipment Engineering*, 2022, 43(12): 1–7. DOI: 10.11809/bqzbgcxb2022.12.001.
- [15] LUO W, NIU K, MO F H, et al. Pelvis and thoracolumbar spine response in simulated under-body blast impacts and protective seat cushion design [J]. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2024, 26(1): 143–151. DOI: 10.37190/ABB-02423-2024-02.
- [16] 石秉良, 王显会, 张云, 等. 军用车辆底部防护研究与发展综述 [J]. *兵工学报*, 2016, 37(10): 1902–1914. DOI: 10.3969/j.issn.1000-1093.2016.10.018.  
SHI B L, WANG X H, ZHANG Y, et al. An overview of development and research on bottom protection capability of military vehicle [J]. *Acta Armamentarii*, 2016, 37(10): 1902–1914. DOI: 10.3969/j.issn.1000-1093.2016.10.018.
- [17] 汪国胜, 雷强顺, 曹宇, 等. 军用车辆座椅减振抗爆技术研究现状与发展趋势: 军用车辆乘员减振抗爆座椅设计技术研究系列一 [J]. *兵工学报*, 2022, 43(7): 1718–1732. DOI: 10.12382/bgxb.2021.0402.  
WANG G S, LEI Q S, CAO Y, et al. Current status and trends in shock-absorbing and anti-explosion technologies for military vehicle seats research on design technology of shock absorbing and anti-explosion for military vehicle seats: series I [J]. *Acta Armamentarii*, 2022, 43(7): 1718–1732. DOI: 10.12382/bgxb.2021.0402.
- [18] IWAMOTO M, NAKAHIRA Y, KIMPARA H. Development and validation of the Total Human Model for Safety (THUMS) toward further understanding of occupant injury mechanisms in precrash and during crash [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2015, 16(S1): S36–S48. DOI: 10.1080/15389588.2015.1015000.
- [19] KITAGAWA Y, HAYASHI S, YAMADA K, et al. Occupant kinematics in simulated autonomous driving vehicle collisions: influence of seating position, direction and angle [J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2017, 61: 101–155. DOI: 10.4271/2017-22-0005.
- [20] SOMASUNDARAM K, SHERMAN D, BEGEMAN P, et al. Mechanisms and timing of injury to the thoracic, lumbar and sacral spine in simulated underbody blast PMHS impact tests [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 116: 104271. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.104271.
- [21] ZIMMERMANN E A, SCHAIBLE E, GLUDOVATZ B, et al. Intrinsic mechanical behavior of femoral cortical bone in young, osteoporotic and bisphosphonate-treated individuals in low- and high energy fracture conditions [J]. *Scientific Reports*, 2016, 6: 21072. DOI: 10.1038/srep21072.

(责任编辑 张凌云)