

文章编号: 1004-7220(2022)02-0238-06

冲击载荷下脂肪层的压缩性能

刘荣华¹, 温垚珂¹, 闫文敏^{2,3}, 鲍振宇¹, 董方栋^{2,3}, 周俊羽¹

(1.南京理工大学 机械工程学院, 南京 210094; 2.瞬态冲击技术国防科技重点实验室, 北京 102202;

3.中国兵器工业第208研究所, 北京 102202)

摘要:目的 对脂肪的动态压缩性能开展研究,进一步揭示损伤机制,为医疗救治提供参考。方法 基于改进的霍普金森杆(split Hopkinson pressure bar, SHPB)实验装置,对猪脂肪进行动态压缩实验,测量脂肪组织在不同应变率下的应力-应变曲线;对脂肪组织 SHPB 实验过程进行仿真分析;开展直径 32 mm 橡胶非致命弹侵彻人体腹部模拟靶过程的数值模拟。结果 脂肪组织具有明显的应变率效应,两组高应变率下的应力-应变曲线近似为直线且斜率相近,弹性模量为 3.25 MPa,约为准静态时的 6 倍;脂肪 SHPB 仿真曲线和实验曲线基本吻合,验证了所采用本构模型的正确性;非致命弹侵彻人体腹部过程中,皮肤表面出现了类似“水波”的环形凸起区域,脂肪层吸收了约 67% 的冲击动能。结论 脂肪组织的实验数据较为准确。数值模拟可以很好再现侵彻过程,为非致命武器对人体损伤效应的研究提供参考。

关键词: 脂肪组织; 霍普金森杆; 高应变率; 数值模拟; 非致命弹

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.007

Compression Properties of Fat Layer under Impact Loading

LIU Ronghua¹, WEN Yaoke¹, YAN Wenmin^{2,3}, BAO Zhenyu¹, DONG Fangdong^{2,3},
ZHOU Junyu¹

(1.School of Mechanical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China;

2.National Defense Key Laboratory of Transient Impact, Beijing 102202, China; 3.No.208 Research Institute of

China Ordnance Industries, Beijing 102202, China)

Abstract: **Objective** To study dynamic compression performance of adipose tissues, so as to further reveal the damage mechanism, and provide references for medical treatment. **Methods** Based on the improved split Hopkinson pressure bar (SHPB) experimental device, the adipose tissue dynamic compression experiment was conducted. The stress-strain curves of adipose tissues at different strain rates were obtained. Then the numerical model of SHPB was established, and the experimental process was simulated and analyzed. The numerical simulation for penetration process of 32 mm diameter rubber non-lethal projectile into the simulated target in human abdomen was carried out. **Results** Adipose tissues had a noticeable strain rate effect. The stress-strain curves at two high strain rates were approximately straight lines. The slope was similar, and the elastic modulus was 3.25 MPa, which was about 6 times of that under a quasi-static state. The simulation curves of fat SHPB were consistent with the experimental curves, which verified correctness of the constitutive model. In the process

收稿日期: 2021-07-14; 修回日期: 2021-09-15

基金项目: 国家自然科学基金项目(11872215), 国防基础科研项目(JCKYS201909C001), 军委科技委基础加强计划技术领域基金(2020-JCJQ-JJ-403, 2019-JCJQ-JJ-373)

通信作者: 温垚珂, 副教授, E-mail: wenyk2011@163.com

of non-lethal projectile penetrating human abdomen, an annular convex area similar to water wave appeared on skin surface, and the fat layer absorbed about 67% of the impact kinetic energy. **Conclusions** The experimental data of adipose tissues are very accurate. Numerical simulation can reproduce the penetration process well, and provide references for studying the damaging effect of non-lethal weapons on human body.

Key words: adipose tissues; split Hopkinson pressure bar (SHPB); high strain rate; numerical simulation; non-lethal projectile

在防暴维稳等非战争军事行动中,使用非致命武器令人员损伤失能已成为一种解决冲突的重要手段。一些非致命武器主要通过杀伤元的终点动能对目标体表进行打击,使其丧失活动能力。在杀伤过程中,脂肪作为人员体表的重要保护层往往会遭到损伤。因此,对脂肪组织在高加载率下的动态力学特性进行研究,有助于进一步揭示损伤机制,并为医疗救治提供参考。

霍普金森杆 (split Hopkinson pressure bar, SHPB) 是一种测量材料在高应变率下动态力学性能的经典实验装置。有学者基于采用空心铝杆的 SHPB 装置,对牛肝脏组织的动态力学特性进行测试^[1-2]。也有学者通过在透射杆上使用半导体应变片,测得猪皮在高应变率下的力学特性^[3-4]。王宝珍等^[5]采用钢杆(尼龙杆)分别测量猪后腿肌肉沿纤维方向和垂直纤维方向的动态压缩(拉伸)性能。Richler 等^[6]提出采用聚偏氟乙烯 (polyvinylidene fluor, PVDF) 压电薄膜力传感器测试弹道明胶(一种肌肉模拟物)动态力学特性的方法。该方法通过 PVDF 传感器获取试件两端面的受力,以此来计算加载过程中试件的应力,避免了对透射杆上的微弱透射信号进行测量^[7-8]。陈业等^[9]采用该方法获得猪肝的动态压缩力学特性。Comley 等^[10]利用聚碳酸酯 (polycarbonate, PC) 杆作为透射杆,对脂肪组织在 $1\ 000\sim 5\ 700\ \text{s}^{-1}$ 应变率下的压缩力学特性进行测试。结果发现,相较准静态而言,高应变率下的应力量级更高,但高应变率下的实验结果没有表现出明显的应变率效应。Appleby-Thomas 等^[11]对脂肪组织进行飞片实验,发现在 U_s-U_p 坐标系中脂肪组织的 Hugoniot 状态方程为线性,在逐渐提高加载力时脂肪组织表现出强化效应。Wilgeroth^[12]通过飞片实验对脂肪和骨骼肌组织的动态压缩力学响应进行研究,发现这两种组织都表现出较明显的流体动力学行为。飞片实验获得的数据可用于求解脂

肪的状态方程参数,从而为材料在更高应变率 ($>10^6\ \text{s}^{-1}$) 下的动力学响应研究提供支撑。

本文利用改进的 SHPB 实验装置对猪脂肪组织的动态压缩力学性能进行测试,得到在不同应变率下的应力-应变曲线。建立脂肪 SHPB 实验的数值模型,研究整形器对入射波的影响,获得的仿真曲线与实验曲线较为吻合。对直径 32 mm 橡胶非致命弹侵彻人体腹部模拟靶标过程进行数值模拟,获得侵彻过程中靶标变形、应力分布及能量吸收等数据,为非致命弹杀伤效能评估和人体损伤救治提供参考。

1 实验与数值模拟方法

1.1 改进的 SHPB 装置实验原理

本文采用一种改进的 SHPB 实验装置进行测试(见图 1)。该装置由撞击杆、入射杆和透射杆组成,入射杆上贴有电阻应变片,应变信号通过半桥对臂接法采集^[13]。在入射杆和透射杆的撞击端面上贴有 PVDF 压电薄膜传感器。该 PVDF 压电薄膜传感器可直接获取加载过程中试件端面的受力情况,避免了使用微弱的透射信号。结合入射杆上的反射应变信号,即可计算出材料的应力应变曲线。

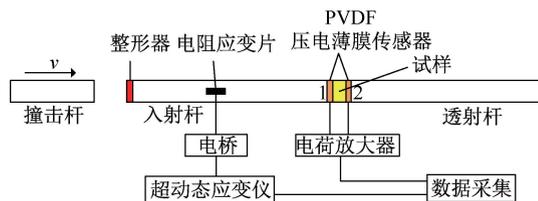


图 1 PVDF 压电薄膜测试法

Fig. 1 Testing method of PVDF piezoelectric film testing method

在均匀性假定的前提下,假设加载过程中试样两端所受力为 F_1 、 F_2 ,则试样在加载过程中的平均应力为:

$$\sigma_s = \frac{F_1 + F_2}{2A_0} \quad (1)$$

式中: A_0 为试样横截面积; F_1 、 F_2 通过 PVDF 压电薄膜传感器测得。试样应变率的计算与传统 SHPB 实验相同。利用反射波信号计算试样应变率:

$$\dot{\varepsilon}_s = -\frac{2C_b}{l_0} \cdot \varepsilon_R \quad (2)$$

式中: C_b 为杆的弹性波速; l_0 为试样厚度; ε_R 为反射波信号。应变率对时间的积分则为试样的应变:

$$\varepsilon_s = -\frac{2C_b}{l_0} \int_0^t \varepsilon_R dt \quad (3)$$

对于生物软组织这类不可压缩材料, 受载后变形较大, 须使用真实应力应变描述材料力学特性。当材料为不可压缩且规定压为正方向时, 真实应力、应变与工程应力、应变转换关系如下:

$$\sigma_i = \sigma_g(1 - \varepsilon_g) \quad (4)$$

$$\varepsilon_i = \ln(1 - \varepsilon_g) \quad (5)$$

式中: σ_i 、 ε_i 分别为真实应力和真实应变; σ_g 、 ε_g 分别为工程应力和工程应变。

1.2 试样制备

试验当天, 从市场购得猪腹部脂肪组织进行切片, 切片厚度为 2.5 mm, 然后使用直径为 8 mm 冲子钻取圆柱形试样。最后将试样保存在 Krebs 溶液中使其力学性能尽量保持稳定^[14]。

1.3 实验过程

实验中使用的杆件为直径 14.5 mm 的 7A04 铝合金杆, 其中撞击杆长 300 mm, 入射杆和透射杆长均为 1.5 m, 在入射杆上距夹持端 750 mm 处贴上电阻应变片, 用来采集入射波和反射波信号。电阻应变片的灵敏度为 2, 电阻为 120 Ω 。通过观察入射波波形, 选择合适尺寸的橡胶整形器。

从 Krebs 溶液中分别取出试样, 用棉球吸干试样表面水分后进行实验。为减小误差, 每种应变率下至少进行 3 次实验, 对 3 次试样的结果取平均值。将满足要求的实验原始波形数据导入数据后处理软件中进行分析, 得到试样的真实应力-应变曲线、应变率等结果。为了验证脂肪组织的应变率效应, 本文利用 MTS 万能材料实验机对猪脂肪组织进行准静态压缩实验, 分别得到试样在 0.1、0.01 s^{-1} 应变率下的真实应力-应变曲线。

1.4 实验过程数值模型

建立脂肪组织 SHPB 实验的 1/4 数值模型。模型共有 131 520 个六面体单元, 试样网格单元的最小边长为 0.1 mm。杆件使用 ELASTIC 模型, 7A04 铝合金材料参数为: 密度 2.81 g/cm^3 、弹性模量 71.7 GPa、泊松比 0.33。橡胶整形器使用 BLATZ-KO-RUBBER 模型, 材料参数为: 密度 1 g/cm^3 、剪切模量 700 GPa。试样使用 MAT_SIMEPLIFIED-RUBBER/FOAM 模型, 并将本文实验得到的 4 组实验曲线作为材料参数输入模型。该模型采用 Ogden 应变能形式, 即以主伸长率来表示应变能函数^[15-16]:

$$W = \sum_3^{i=1} \sum_m^{j=1} \frac{\mu_j}{\alpha_j} (\lambda_i^{*\alpha_j} - 1) + K(J - 1 - \ln J) \quad (6)$$

式中: μ_j 和 α_j 为材料常数; K 为体积模量; J 为压缩体积比; $\lambda_i^* = \lambda_i J^{-1/3}$; λ_i 为主伸长率。由此得到主真实应力的表达式:

$$\sigma_i = \frac{1}{\lambda_k \lambda_j} \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad (7)$$

$$\sigma_i = \sum_m^{j=1} \frac{\mu_j}{J} \left[\lambda_i^{*\alpha_j} - \sum_3^{k=1} \frac{\lambda_k^{*\alpha_j}}{3} \right] + K \frac{J-1}{J} \quad (8)$$

定义如下函数:

$$f(\lambda) = \sum_m^{j=1} \mu_j \lambda^{*\alpha_j} \quad (9)$$

则主真实应力的表达式可以写成如下形式:

$$\sigma_j = \frac{1}{J} \left(f(\lambda_i) - \frac{1}{3} \sum_3^{i=1} f(\lambda_i) \right) + K \frac{J-1}{J} \quad (10)$$

1.5 非致命动能弹侵彻人体腹部靶标数值模型

建立直径 32 mm 橡胶非致命弹侵彻人体腹部模拟靶标的 1/4 模型, 其中弹丸直径 32 mm, 皮肤厚度 2.5 mm, 脂肪、肌肉厚度 15 mm (对猪腹部组织测量获得数据), 靶标直径 200 mm。模型由 284 912 个六面体网格组成, 网格最小边长为 0.05 mm。弹丸使用 MAT_BLAZE-RUBBER 材料模型。皮肤和脂肪使用 MAT_SIMEPLIFIED-RUBBER/FOAM 材料模型, 其中输入脂肪模型的数据为本文实验测得, 皮肤的数据来源于参考文献^[14]。肌肉使用的材料模型为 MAT_ELASTIC-PLASTIC-HYDRO^[17]。

2 结果

2.1 实验结果

实验得到猪脂肪组织在两组低应变率(0.1、0.01 s^{-1})和两组高应变率(2 500、3 000 s^{-1})下的真实应力-应变曲线(见图2)。

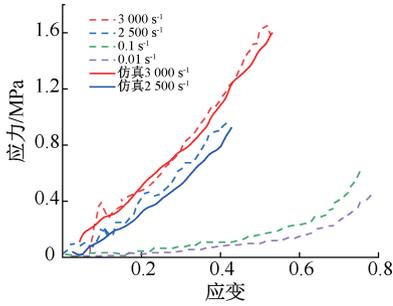


图2 实验与仿真结果

Fig.2 Experimental and simulation results

在准静态压缩下,当脂肪组织应变相同时,应变率0.1 s^{-1} 下的应力高于应变率0.01 s^{-1} 下的应力。准静态压缩曲线呈现出“J”型曲线的特点。当 $\varepsilon > 0.6$ 时,其应力显著上升。当 $\varepsilon < 0.6$ 时,应力曲线近似为直线。以该直线的斜率作为脂肪组织准静态下的弹性模量,则应变率0.1、0.01 s^{-1} 时的弹性模量分别为0.52、0.66 MPa。两组高应变率下的应力-应变曲线近似为直线,且斜率较为接近。应变率3 000 s^{-1} 时,脂肪组织的弹性模量为3.25 MPa。两组高应变率曲线在 $\varepsilon < 0.2$ 阶段均出现了明显的震荡。

2.2 实验过程数值模拟结果

2.2.1 入射波整形 入射波波形对实验和仿真结果的准确性有重要影响。影响入射波波形的因素包括:整形器的厚度、直径以及撞击杆的长度^[18]。本文对这3个影响因素对入射波形的影响进行仿真分析。

分别选取厚度为1、1.5、2 mm以及直径为6 mm的圆形橡胶整形器进行仿真。结果表明,随着整形器厚度的增加,应力波的上升沿时间和应力波的持续时间逐渐增加,同时应力波的震荡逐步衰弱[见图3(a)]。

分别选取直径为3、6、8 mm以及厚度为2 mm的橡胶整形器进行仿真。结果表明,随着整形器直径的减小,入射波上升沿时间显著增加,但波峰持

续时间显著缩短,这与文献[19]中的结论相吻合。综合考虑,整形器直径为6 mm时整形效果较好[见图3(b)]。

当整形器为直径6 mm、厚度2 mm橡胶时,分别选取长度为300、350、400、450 mm的撞击杆进行仿真。结果表明,撞击速度相同时,杆长对入射波上升沿和峰值没有影响,但随着撞击杆长度增加,入射波的持续时间显著增加[见图3(c)]。

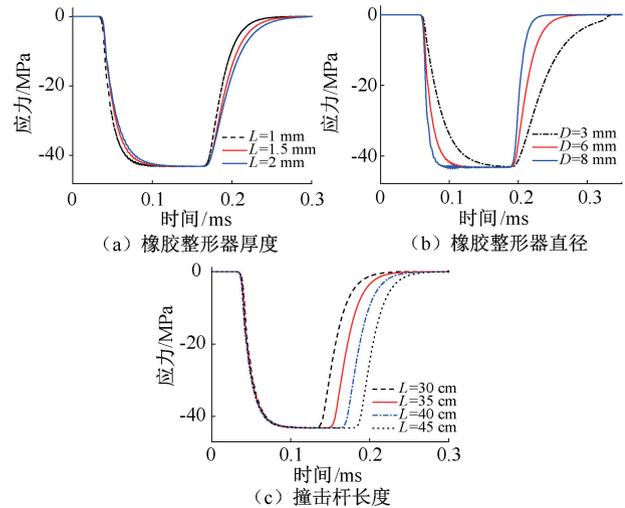


图3 不同因素对入射波形的影响

Fig.3 Influence of different factors on incident wave pattern

(a) Thickness of rubber shaper, (b) Diameter of rubber shaper, (c) Length of impact bar

2.2.2 数值模拟与实验结果对比 通过仿真得到两种应变率下(2 500、3 000 s^{-1})脂肪组织的SHPB仿真结果。由图2可见,仿真曲线和实验曲线基本吻合。仿真得出的应力-应变曲线较为平滑,没有实验曲线初始阶段的震荡。

2.3 非致命动能弹侵彻人体腹部靶标数值模拟结果

2.3.1 数值模拟与实验现象对比 图4所示为本文数值模拟结果与文献[20]中32 mm橡胶非致命弹以速度88.8 m/s射击猪腹部拍摄的高速摄影对比。0.3 ms时,橡胶弹撞击到靶标后迅速压缩变形,嵌入皮肤组织当中,皮肤层形成一个与橡胶弹直径相同的环状凸起。0.6 ms时,橡胶弹继续压缩,直径达到47 mm,皮肤层表面形成类似“水波”的环状凸起,直径为69 mm,与实验中的64 mm较为

相近。1.5 ms 时,橡胶弹反弹,形状近似圆锥,皮肤层“水波”状凸起继续向外扩散。该数值结果较好再现了侵彻过程中橡胶弹与靶标的相互作用过程。

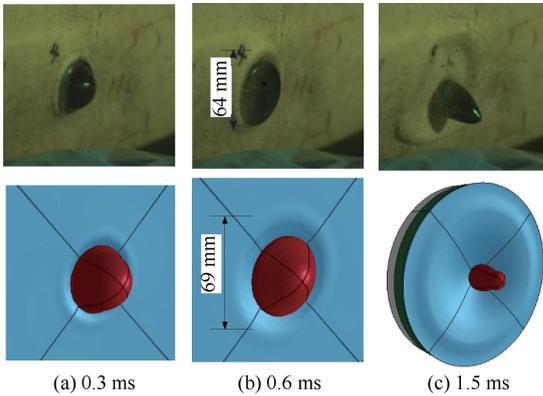


图4 高速摄影与仿真结果^[20]对比

Fig.4 Comparison between high speed photography and simulation results^[20] (a) At 0.3 ms, (b) At 0.6 ms, (c) At 1.5 ms,

2.3.2 脂肪层等效应力 提取脂肪层典型时刻的应力云图。可以看出,75 μs 时,应力刚刚传递到脂肪与肌肉的交界面,最大应力发生在皮肤与脂肪的交界面,为 12.16 MPa。0.2~0.4 ms 时间内,凸起高度逐渐增大,从中心向外应力的分布转化为先减小,再增大,又减小,这一规律同样发生在皮肤层,也是皮肤层形成环状凸起的原因。0.6 ms 时,凸起高度达到最大,为 13 mm;脂肪层中心处厚度被压缩至 12.5 mm,此时最大应力为 13.67 MPa(见图 5)。

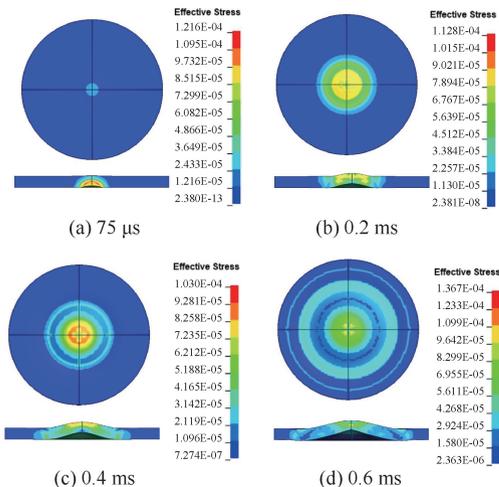


图5 脂肪层典型时刻应力云图

Fig.5 Stress nephogram of fat layer at typical time (a) At 75 μs , (b) At 0.2 ms, (c) At 0.4 ms, (d) At 0.6 ms

2.3.3 靶标各层能量吸收 在后处理软件中提取皮肤、脂肪和肌肉每层的动能和内能总和作为该层组织吸收的能量。从靶标各层能量随时间变化曲线可以看出,脂肪吸收的能量远远高于皮肤与肌肉,约占总能量的 67%,皮肤层吸收的能量略小于肌肉层吸收的能量,约为 2 J。脂肪中能量的增长分为两个阶段,0~0.2 ms 时间内,能量迅速增加达到约 6.3 J 后,能量增加速度减小;最终在 0.6 ms 左右,能量增加至最大值 10.2 J,随后能量缓慢下降(见图 6)。

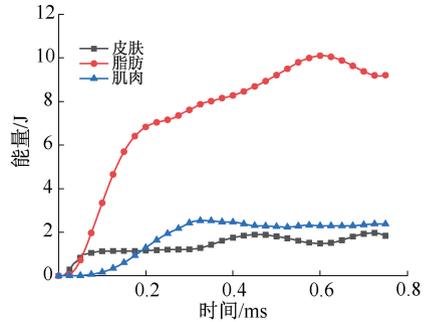


图6 靶标各层能量随时间变化曲线

Fig.6 Curve of energy of each target layer with time

3 讨论

从实验结果可以看出,脂肪组织的力学响应存在明显的应变率效应。应变率 3 000 s^{-1} 时,脂肪组织的弹性模量为 3.25 MPa,与 Comley 等^[10] 实验获得结果(4~6 MPa)十分相近,是应变率 0.01 s^{-1} 时的 6 倍,这与 Comley 等^[10] 得到的在准静态到高应变率范围内应力随应变率增加而增加的结论吻合。在两组高应变率曲线 $\varepsilon < 0.2$ 阶段均发生的振荡现象,可能是由脂肪颗粒在高速压缩下的破碎引起的。应变率 3 000 s^{-1} 曲线在应力达到最大值后出现的下降现象,并不是由材料的破坏引起,而是由于撞击杆传入试件的动能有限,在维持恒应变率应变后试样两端会逐渐发生卸载。

从 3 种因素影响入射波形的仿真结果可以看出,橡胶整形器的厚度增大和直径减小时上升沿时间会增加,橡胶整形器的直径增大和撞击杆长度增大时,入射波波峰持续时间增加。由于软组织材料内的波速较低,需要更长的上升沿时间来使试件达到应力平衡,故选择较厚和直径较小的整形器有助于获得更可靠的实验结果。较长的撞击杆有助于

试件维持更长的高加载率时间。该方法可为 SHPB 实验整形器的选取提高准确性,提高实验效率。

脂肪组织的 SHPB 实验与数值模拟结果十分接近,表明仿真模型可以较为准确地模拟脂肪在不同应变率下的力学特性。而仿真结果较为平滑,没有实验结果中初始阶段的震荡,这是由于有限元模型还不足以精细描述脂肪的微结构。

从非致命动能弹侵彻人体腹部靶数值模拟结果中可以看出,数值模拟的现象与实验十分接近,“水波”和橡胶弹的变形基本一致。在脂肪层的等效应力图中,应力分布从中心向外先减小,再增大,又减小,这也是形成“水波”的原因。但该数值模拟仍有不足,由于实验条件限制,无法测出材料在不同应变率下的强度。因此,当非致命动能弹的动能足够大,可以破坏皮肤、脂肪组织时,仿真难以准确计算模拟皮肤与脂肪的损伤。

4 结论

(1) 利用基于 PVDF 压电薄膜传感器的 SHPB 实验装置进行测试,获得猪腹部肌肉组织在不同应变率下的应力应变曲线。结果显示,该实验方法十分有效,脂肪组织具有较明显的应变率效应。

(2) 通过建立 SHPB 实验的仿真模型,研究整形器厚度、直径和撞击杆长度对入射波波形的影响。结果显示,直径 6 mm、厚度 2 mm 橡胶整形器得到的入射波波形较好。

(3) 脂肪组织 SHPB 实验与仿真结果对比表明,以试验应力-应变曲线数据驱动的 MAT_SIMEPLIFIED_RUBBER/FOAM 本构模型可以较准确模拟脂肪组织的动态力学特性。

(4) 32 mm 橡胶非致命弹侵彻人体腹部模拟靶过程中,皮肤表面出现了类似“水波”环状凸起,脂肪层吸收了约 67% 冲击动能,表明脂肪层在吸能、缓冲方面起到关键作用。

参考文献:

[1] PERVIN F, CHEN WW, WEERASOORIYA T. Dynamic compressive response of bovine liver tissues [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2011, 4(1): 76-84.
[2] CHEN W, ZHANG B, FORRESTAL MJ. A split Hopkinson

bar technique for low-impedance materials [J]. Exp Mech, 1999, 39(2): 81-85.

- [3] 王志超. 猪皮生物材料的力学特性研究[D]. 宁波: 宁波大学, 2014.
[4] LIM J, HONG J, CHEN WW, et al. Mechanical response of pig skin under dynamic tensile loading [J]. Int J Impact Eng, 2011, 38(2): 130-135.
[5] 王宝珍, 胡时胜. 肌肉类粘弹性超软材料 SHPB 实验的应力应变均匀性分析[J]. 实验力学, 2011, 26(4): 377-382.
[6] RICHLER D, RITTEL D. On the Testing of the dynamic mechanical properties of soft gelatins [J]. Exp Mech, 2014, 54(5): 805-815.
[7] 郭伟国. PVDF 压电薄膜用于 Hopkinson 压杆测量泡沫金属的动态性能[J]. 实验力学, 2005, 20(4): 635-639.
[8] 巫绪涛, 胡时胜, 田杰. PVDF 应力测量技术及在混凝土冲击实验中的应用[J]. 爆炸与冲击, 2007, 27(5): 411-415.
[9] 陈业, 温垚珂, 闫文敏, 等. 基于 PVDF 薄膜传感器的猪肝动态压缩力学性能测试[J]. 实验力学, 2021, 36(2): 269-278.
[10] COMLEY K, LECK N. The compressive response of porcine adipose tissue from low to high strain rate [J]. Int J Impact Eng, 2012, 46(7): 1-10.
[11] APPLEBY-THOMAS GJ, HAZELL PJ, WILGEROTH JM, et al. On the dynamic behavior of three readily available soft tissue simulants [J]. J Appl Phys, 2011, 109(8): 63-68.
[12] WILGEROTH JM. On the behaviour of porcine adipose and skeletal muscle tissues under shock compression [D]. London: Cranfield University, 2014.
[13] 卢芳云, 陈荣, 林玉亮, 等. 霍普金森杆实验技术[M]. 北京: 科学出版社, 2013.
[14] 鲍振宇. 生物软组织动态力学特性研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2019.
[15] BOIS PA. A simplified approach to the simulation of rubber-like materials under dynamic loading [C]//Proceeding of 4th European LS-DYNA Users Conference. Ulm: DYNAmore, 2003: 31-46.
[16] KOLLING S, BOIS PA, BENSON DJ, et al. A tabulated formulation of hyperelasticity with rate effects and damage [J]. Comput Mech, 2007, 40(5): 885-899.
[17] 温垚珂, 徐诚, 陈爱军. 高应变率下弹道明胶的本构模型研究[J]. 兵工学报, 2014, 35(1): 128-133.
[18] PANG S, TAO W, LIANG Y, et al. A modified method of pulse-shaper technique applied in SHPB [J]. Composites, 2019, 165(15): 215-221.
[19] 杨友山, 陈小伟. 脉冲整形器对 SHPB 波形的影响[J]. 西南科技大学学报, 2013, 28(1): 36-42.
[20] 熊漫漫, 覃彬, 王舒, 等. 橡胶弹对生物钝击损伤效应试验研究[J]. 兵工学报, 2020, 41(2): 262-269.