

文章编号:1008-1534(2025)02-0189-08

自响应仿生靶标力学和钝击响应特性研究

王彤彤^{1,2},熊漫漫^{2,3},陈晓勇¹,高青蛋^{1,2},马雪皎²,冯飞⁴

(1. 中北大学化学与化工学院,山西太原 030051; 2. 瞬态冲击全国重点实验室,北京 102202;
3. 南京理工大学机械工程学院,江苏南京 210094; 4. 山西北方晋东化工有限公司,山西阳泉 045000)

摘要:为了实现对弹击防护装置钝击场非接触可视化传感,建立了自响应仿生靶标。以力致发光材料硫化锌铜(ZnS:Cu)作为力敏感材料与硅橡胶复合制得自响应仿生皮肤,再与以热塑性弹性体聚合物(以下简称科腾聚合物)制备的仿生脂肪(以下简称科腾基仿生脂肪)共同构成自响应仿生靶标,对自响应仿生皮肤、科腾基仿生脂肪进行准静态力学试验,并与生物皮肤、生物脂肪的力学性能进行对比,最后进行自响应仿生靶标冲击特性研究。结果表明:在 0.10 s^{-1} 应变率下,设计合成的自响应仿生皮肤(ZnS:Cu-5、ZnS:Cu-10)的弹性模量与人体前臂皮肤弹性模量在低应变范围内分别相差5.33%、1.33%,科腾基仿生脂肪的弹性模量与生物脂肪(绵羊臀部脂肪)的弹性模量相近,偏差为5.53%,说明了“力致发光材料-硅橡胶-科腾聚合物”作为自响应仿生靶标的合理性;该靶标在冲击载荷下表现出明显的力光响应,力光强度与冲击波峰值线性相关;冲击气压为0.3 MPa时,自响应仿生靶标能够较准确测得钝击场冲击波初到峰压,相对误差为13.7%。自响应仿生靶标在实时可视化软组织受冲击波场中具有较大的潜力,可为弹道终点测试方法提供新思路。

关键词:弹性力学;自响应;靶标;相似性;力致发光

中图分类号:O343 文献标识码:A DOI: 10.7535/hbgykj.2025yx02011

Mechanical and blunt impact response characteristics of self-responsive bionic target

WANG Tongtong^{1,2}, XIONG Manman^{2,3}, CHEN Xiaoyong¹,GAO Qingdan^{1,2}, MA Xuejiao², FENG Fei⁴

(1. School of Chemistry and Chemical Engineering, North University of China, Taiyuan, Shanxi 030051, China; 2. National Key Laboratory of Transient Impact, Beijing 102202, China; 3. School of Mechanical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China; 4. Shanxi North Jindong Chemical Industry Company Limited, Yangquan, Shanxi 045000, China)

Abstract: In order to achieve non-contact visual sensing of the blunt impact field for ballistic protection devices, a self-

收稿日期:2024-10-29;修回日期:2025-01-03;责任编辑:王海云

基金项目:瞬态冲击全国重点实验室基金项目(6142606222106)

第一作者简介:王彤彤(1999—),女,内蒙古通辽人,硕士研究生,主要从事智能发光材料冲击动力学、材料动静态力学特性等方面的研究。

通信作者:熊漫漫高级工程师。E-mail: xionmmm0817@163.com

王彤彤,熊漫漫,陈晓勇,等.自响应仿生靶标力学和钝击响应特性研究[J].河北工业科技,2025,42(2):189-196.

WANG Tongtong, XIONG Manman, CHEN Xiaoyong, et al. Mechanical and blunt impact response characteristics of self-responsive bionic target[J]. Hebei Journal of Industrial Science and Technology, 2025, 42(2): 189-196.

responsive bionic target was established. Mechanoluminescence material (ZnS : Cu), was used as the force-sensitive material and compounded with silicone rubber to prepare a responsive bionic skin. This skin was then combined with the bionic adipose prepared from Kraton polymer (hereinafter referred to as Kraton-based bionic adipose) to form the self-responsive bionic target. Quasi-static mechanical tests were carried out on the self-responsive bionic skin and Kraton-based bionic adipose, and their mechanical properties were compared with those of biological skin and biological adipose. Finally, the impact characteristics of the self-responsive bionic target were studied. The results indicate that the elastic modulus of the designed and synthesized bionic skin (ZnS : Cu-5, ZnS : Cu-10) at a strain rate of 0.10 s^{-1} differs from that of the skin of the human forearm by 5.33% and 1.33% respectively within the low strain region. The elastic modulus of the Kraton-based bionic adipose is close to that of the adipose tissue of the sheep's hip region, with a deviation of 5.53%. This demonstrates the rationality of using the "mechanoluminescence material-silicone rubber-Kraton-based polymer" as the bionic target. The target exhibits a significant mechanoluminescence response under impact loading, with the luminescent intensity linearly correlated with the peak value of the shock wave. When the impact air pressure is 0.3 MPa, the relative error of the initial peak pressure of the obtained blunt impact field shock wave is 13.7%, indicating high accuracy. This shows that the self-responsive bionic target has great potential in real-time visual testing of shock wave fields experienced by soft tissues. The research provides a new idea for ballistic terminal testing methods.

Keywords: elasticity mechanics; self-response; target; similarity; mechanoluminescence

仿人体靶标是武器致伤能力评估和毁伤弹道学、终点效应研究的重要工具,既不存在生物靶标的伦理、生物安全问题,也避免了纯物理靶标的失真问题,在武器研制、防护装备设计和致伤机理研究等领域被广泛应用,如美国联邦调查局(federal bureau of investigation, FBI)使用仿生靶标研究钝击伤,北大西洋公约组织(north atlantic treaty organization, NATO)使用仿生靶标考察非致命武器损伤效能。然而,仿人体靶标在反映毁(损)伤效应方面仍存在诸多不足,如需要与感测装置配合使用,以及安装不便、感测点离散、空间分辨率低等。因此,免安装的终点效应获取技术或新型自响应仿生靶标受到广泛关注。免安装终点效应获取技术中的数字图像相关法(digital image correlation, DIC)^[1-2]需要额外制作散斑和多台高速摄像机集成拍摄,并且闪射 X 射线照相^[3]技术设备成本较高,“应变成像膜”^[4]技术需要精细光刻制备像点,具有一定的局限性。因此,靶标测试一体化的自响应仿生靶标在弹道终点、毁伤效应研究领域具有较高的研究价值。

力致发光材料是将力信号转换为光信号的新型功能材料,可以应用在应力传感、机械冲击、结构损伤检测等方面^[5-8]。张国栋等^[9]报道了力致发光材料硫化锌铜(ZnS : Cu)在冲击载荷感知和爆炸效应评估上的应用,发现力致发光材料能大量程、高灵敏地评测大尺度弹药爆轰压力分布(可达 10 GPa)、爆轰波到时及冲击波波前形状等参数;FONTENOT 等^[10]则考察了力致发光材料的弹道冲击响应(可响应弹速达到 400 m/s);而 WANG 等^[11]报道了力致

发光材料在测试动态应力领域的应用。这些前期工作证实了力致发光材料在瞬时、动态钝击场测试的可行性,也展示了其在仿生靶标弹道终点测试的潜力。然而,至今未见力致发光材料应用到生物软组织靶标的相关报道,但是 YAN 等^[12]利用力致发光材料实现了人工韧带的自响应应力感知。

为此,本文提出研究力致发光材料基自响应靶标,评估其力学特性与冲击场感测能力,并通过力学特性测试评估自响应靶标的生物模拟合理性。自响应靶标是自响应仿生研究在靶标与装备研发方面的重要推广和应用,此技术的实现有利于推动靶标与测试一体化,为新型自测试靶标开发提供新思路,也可为钝击损伤测试技术提供数据支撑。

1 实验基础

1.1 实验材料与仪器

试验中所用硅胶(硬度为 20°)由东莞新邦新材料有限公司提供;力致发光材料 ZnS : Cu 购自上海科炎光电技术有限公司;液体石蜡(密度为 $0.84 \sim 0.86 \text{ g/cm}^3$),购自上海麦克林生化科技股份有限公司;热塑性弹性体聚合物(以下简称科腾聚合物)购自美国科腾聚合物有限公司。所有材料均为直接使用,未进行二次处理。

试验所用到的主要仪器有:傅里叶红外光谱仪(Nicolet 5700),美国赛默飞世尔公司提供;万能试验机(AGS-X, 10 kN),日本岛津公司提供;电热鼓风干燥箱(DZF-6123),上海一恒科学仪器有限公司提供;压电式压力传感器(113B28),PCB 公司提供;

单反数码相机(EOS-2000),日本佳能公司提供。

1.2 样品制备

本文的自响应仿生靶标由仿生皮肤和仿生脂肪复合而成,靶标的自响应功能由仿生皮肤实现。

1) 自响应仿生皮肤的制备

室温下于塑料杯中将硅胶 A、B 组分等质量混合,加入指定质量的力致发光材料 ZnS : Cu(加入量分别为硅胶总质量的 0%、5% 和 10%,以此将制备的自响应仿生皮肤样品依次记为 ZnS : Cu-0、ZnS : Cu-5、ZnS : Cu-10),使用搅拌棒搅拌 10 min 使其均匀混合,然后将混合物放置于真空室中静置 10~15 min,以便清除混合物中产生的气泡;将真空脱泡后的混合物缓慢倒入模具;为避免含 ZnS : Cu 的混合物在常温发生固化沉淀现象,将装满混合物的模具小心平稳地放入电热鼓风干燥箱内,于 60 °C 下固化(固化时间为 15~20 min),即得自响应仿生皮肤试件,制备流程如图 1 所示。

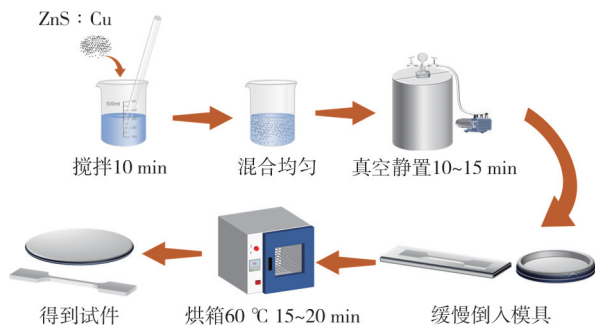


图 1 自响应仿生皮肤制备流程示意图

Fig. 1 Schematic diagram of self-responsive bionic skin preparation process

制备的自响应仿生皮肤形状为圆形,直径为 50 mm,厚度为 2 mm。同时,制备了自响应仿生皮肤的简单拉伸试件,用于测定其力学性能,考察自响应仿生皮肤与人体的相似性。自响应仿生皮肤试件、形状均按照 GB/T 1040.1—2018《塑料 拉伸性能的测定 第 1 部分:总则》^[13] 确定。

2) 仿生脂肪的制备

使用科腾聚合物作为主体材料制备仿生脂肪。首先,按质量称取液体石蜡、科腾聚合物,两者质量分数比为 85% : 15%;混合后在 135~145 °C 条件下加热至科腾聚合物融化且完全溶于液体石蜡,混合体系呈透明状后,缓慢倒入仿生脂肪试件模具中(避免产生气泡),在室温下冷却定型即得仿生脂肪(以下称科腾基仿生脂肪)。按此方法制备直径为 50 mm、高度为 50 mm 的仿生脂肪,用于制备自响应仿生靶标,另外参考 GB/T 7759.1—2015《硫化橡胶或热塑性橡胶 压缩永久变形的测定 第 1 部分:

在常温及高温条件下》^[14] 制备直径为 29 mm、高度为 12.5 mm 的仿生脂肪,用于准静态压缩试验。

3) 自响应仿生靶标的制备

制备的自响应仿生皮肤和科腾基仿生脂肪试件冷却定型后,立刻将自响应仿生皮肤贴附在科腾基仿生脂肪表面(自响应仿生皮肤与科腾基仿生脂肪间无粘接层),自然复合得到自响应仿生靶标,制作的靶标结构及形状如图 2 所示。

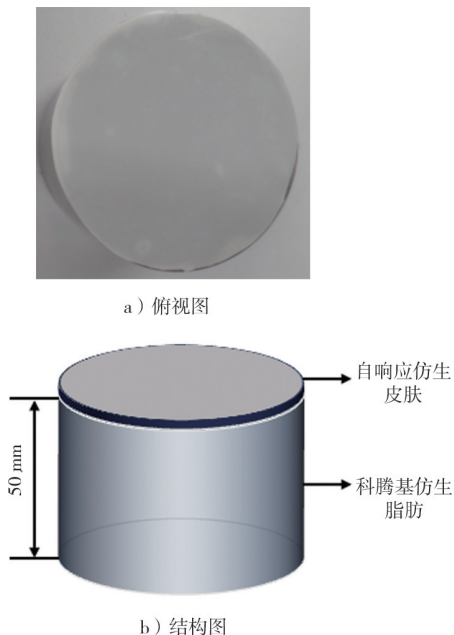


图 2 自响应仿生靶标示意图

Fig. 2 Schematic diagram of self-responsive bionic target

2 试验方法

2.1 红外表征

对制备的自响应仿生皮肤进行红外表征,波数范围为 400~4 000 cm^{-1} ,用于表征 ZnS : Cu 和硅胶材料的特征峰。

2.2 力学特性试验

采用万能试验机对自响应仿生皮肤试件进行定速加载拉伸试验,加载速度分别设定为 360、36、5 mm/min,对应的应变率分别为 0.10、0.010、0.001 4 s^{-1} 。对科腾基仿生脂肪试件进行准静态压缩试验,加载速率为 75 mm/min,应变率为 0.10 s^{-1} 。

2.3 冲击感测能力试验

霍普金森杆的发射原理与空气炮相似^[15],所以本文使用霍普金森杆的气动部分对制备的自响应仿生靶标进行气源冲击试验,来验证自响应仿生皮肤的响应能力。采用压电式压力传感器采集作用在靶标上的冲击压力,用单反数码相机在靶标背面记录受力发光图像。试验在黑暗条件下进行,确保相机记录的受光全部由自响应仿生皮肤产生,试验现场布置如图 3 所示。

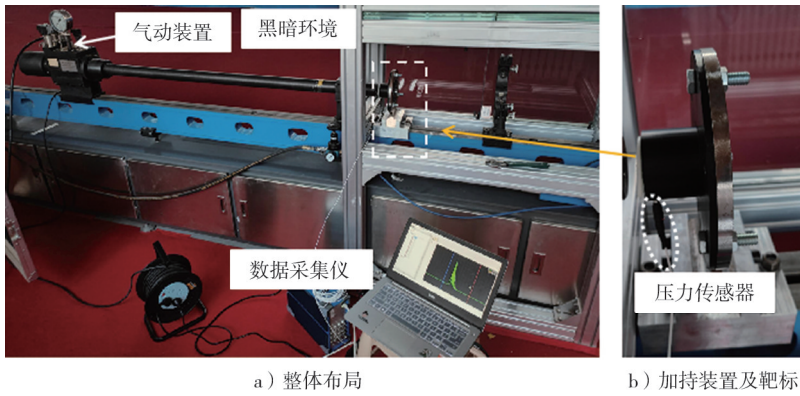


图 3 试验现场布置示意图

Fig. 3 Schematic diagram of experimental site arrangement

3 试验结果与分析

3.1 自响应仿生皮肤的红外光谱分析

首先,利用红外光谱测试考察了力致发光材料分散在硅胶中时,是否发生化学变化而导致硅胶变性,红外光谱图如图 4 所示。

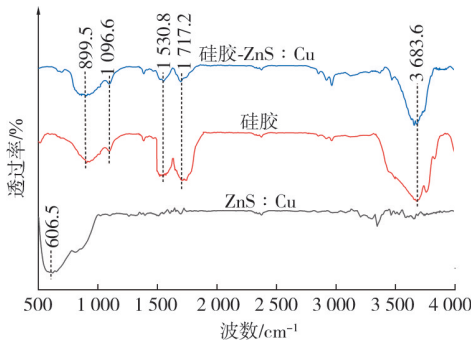


图 4 ZnS : Cu、硅胶和自响应仿生皮肤的红外光谱图

Fig. 4 FT-IR spectra of ZnS : Cu, gel and self-responsive bionic skin

由图 4 可看出,加入 ZnS : Cu 后,自响应仿生皮肤(特别是硅胶)并没有发生可观察到的变化,硅胶特征峰在 3683.6 cm^{-1} (对应硅胶中没有交联的自由 Si—OH 或羟基封端基的—OH 伸缩振动峰)、

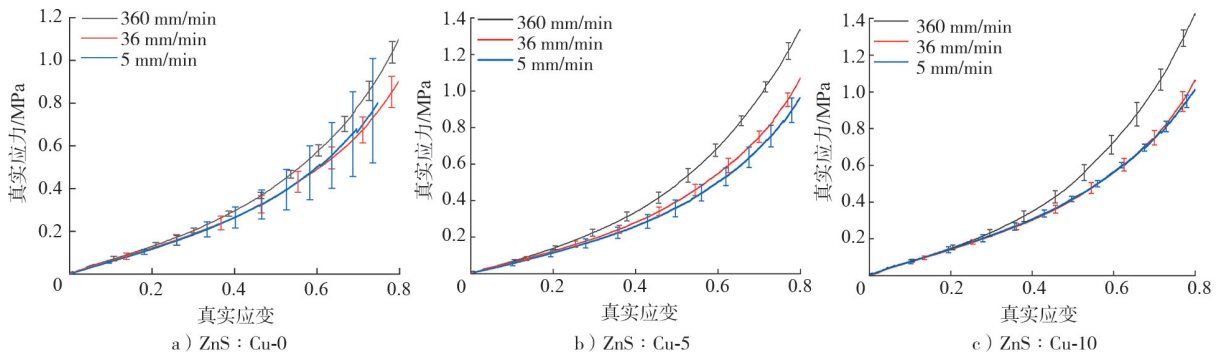


图 5 不同 ZnS : Cu 含量的自响应仿生皮肤的拉伸应力-应变曲线

Fig. 5 Tensile stress-strain curves of self-responsive bionic skin with different ZnS : Cu contents

1530.8 cm^{-1} 、 1717.2 cm^{-1} (对应硅胶中双键封端基团)、 1096.6 cm^{-1} (对应硅胶中 Si—O—基团伸缩振动)和 899.5 cm^{-1} (对应硅胶中 Si—C—基团伸缩振动)处均相应存在,峰形变化也不大。这说明,力致发光材料可在赋予硅胶自响应特性的同时而不影响其化学稳定性。

3.2 自响应仿生皮肤及靶标的力学特性分析

3.2.1 自响应仿生皮肤的力学响应

力学特性是仿生靶标生物相似性的重要判据,相近(或相等)的应力特征、变形性质和力学响应是仿生材料能否真实反映人体皮肤力学行为的前提。图 5 展示了不同 ZnS : Cu 含量的自响应仿生皮肤在不同拉伸速率下的准静态力学曲线(即拉伸应力-应变曲线)。自响应仿生皮肤在小形变区是线弹性(应力-应变曲线斜率不变),而在大形变区则偏离线弹性规律(应力-应变曲线斜率偏向纵坐标,超弹性),这与人体皮肤相同。生物皮肤本质上是高分子,这种大形变是非线性力学行为,是高分子超弹性的表现。表 1 显示了自响应仿生皮肤的力学参数,可看出,小形变区的模量较低,为 $0.69\sim 0.76\text{ MPa}$;而大形变区的模量远大于小形变区模量,是小形变区的 2 倍多,约为 1.7 MPa ,此性质同样与人体皮肤一致。对比本研究的自响应仿生皮肤与人体

表 1 自响应仿生皮肤的力学参数

Tab.1 Mechanical parameters of self-responsive bionic skin

试件	应变率/s ⁻¹	应变范围	弹性模量/MPa
ZnS : Cu-0	0.10	0~0.4	0.69
		0.4~0.8	1.72
	0.010	0~0.4	0.63
		0.4~0.8	1.48
	0.001 4	0~0.4	0.58
		0.4~0.7	1.34
ZnS : Cu-5	0.10	0~0.4	0.71
		0.4~0.8	2.39
	0.010	0~0.4	0.64
		0.4~0.8	1.86
	0.001 4	0~0.4	0.60
		0.4~0.8	1.56
ZnS : Cu-10	0.10	0~0.4	0.76
		0.4~0.8	2.56
	0.010	0~0.4	0.72
		0.4~0.8	1.64
	0.001 4	0~0.4	0.71
		0.4~0.8	1.61

皮肤的力学性能发现,所制备的自响应仿生皮肤的拉伸模量与人体皮肤的非常接近(见表 2),3 种自响应仿生皮肤(ZnS : Cu-0、ZnS : Cu-5、ZnS : Cu-10)在 0.10 s⁻¹ 应变率下低应变范围内的弹性模量分别与人体前臂皮肤^[14]相差 8.00%、5.33%、1.33%,表明选用的硅胶材料力学上具有生物相似性。另外,对比无 ZnS : Cu 的仿生皮肤,自响应仿生皮肤的弹性模量随着力致发光材料 ZnS : Cu 含量的增加也呈上升趋势(见图 6),表明力致发光材料的加入会增大高分子材料的弹性模量。

表 2 人体皮肤的力学参数

Tab.2 Mechanical parameters of human skin

序号	试样	试验方法	弹性模量/MPa	参考文献
1	前臂皮肤	单轴拉伸	0.75±0.15	[16]
2	小腿皮肤	单轴拉伸	0.71	[17]
3	头皮皮肤	拉伸	0.57±0.16	[18]

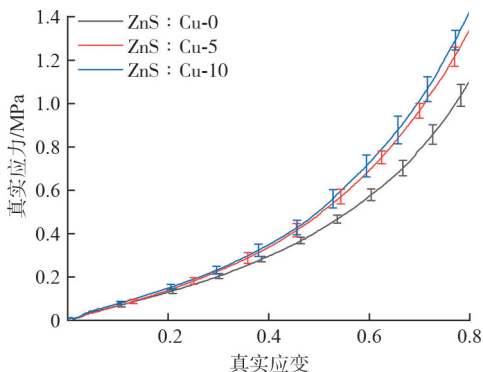


图 6 不同 ZnS : Cu 含量的自响应仿生皮肤在 0.10 s⁻¹ 应变率下的应力-应变曲线

Fig.6 Stress-strain curves of self-reponsive bionic skin with different ZnS : Cu contents at a strain rate of 0.10 s⁻¹

3.2.2 仿生脂肪的压缩力学响应

为验证仿生脂肪的相似性,在 0.10 s⁻¹ 应变率下对其进行准静态压缩试验,力学响应结果(压缩应力-应变曲线)如图 7 所示。另外,将绵羊臀部脂肪、人体足根部脂肪、乳腺脂肪的力学参数进行了比较,如表 3 所示。由图 7 和表 3 可知,应变范围为 0~0.7 时,仿生脂肪的弹性模量为 30.5 kPa,与文献^[19]中绵羊臀部脂肪的(28.9±14.9)kPa 相差 5.53%,表明两者的弹性模量基本一致,科腾聚合物可以作为仿生脂肪材料。

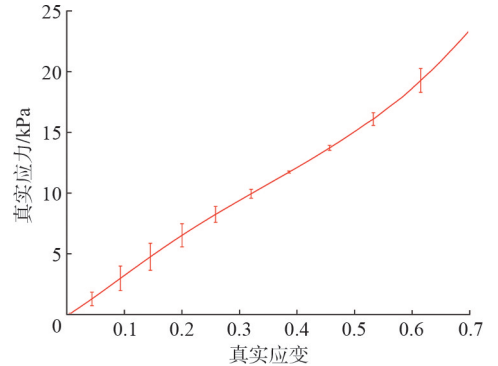


图 7 仿生脂肪的压缩应力-应变曲线

Fig.7 Bionic adipose compressive stress-strain curve

表 3 生物脂肪的力学参数

Tab.3 Mechanical parameters of adipose tissue

序号	试样	试验方法	弹性模量/kPa	参考文献
1	绵羊臀部脂肪	压缩试验	28.9±14.9	[19]
2	人体足根部脂肪	压缩试验	21.3	[20]
3	乳腺脂肪	离体压缩试验	25.0	[21]

3.3 自响应仿生靶标的自响应特性试验

3.3.1 气源冲击测试

在冲击气压分别为 0.2、0.3、0.4、0.5 MPa 条件下,使用霍普金森杆气源冲击装置测试了自响应仿生靶标的自响应特性。当气压作用在自响应仿生靶标上时,靶标将力信号转化为光信号,发出绿色荧光。当气压依次增大时,光信号随之增强。利用照相记录装置记录了自响应仿生靶标在不同气压下的受力发光图像(荧光图像),如图 8 所示。将受力发光图像以发光区域为中心,截取 200 px×200 px 像素面积的图像,然后采用 MATLAB 软件将这些荧光图像转化为灰度图。灰度值的变化通过从蓝色渐变至黄色直观展示,其中颜色加深表示荧光强度增强。由图 8 可知,所制备靶标具备自响应特性,可用于靶标受力时钝击场的无损测试。

3.3.2 力光特性标定与钝击场感测能力验证

冲击试验中,利用标准压力传感器记录冲击气压分别为 0.2、0.3、0.4、0.5 MPa 时,作用在自响应

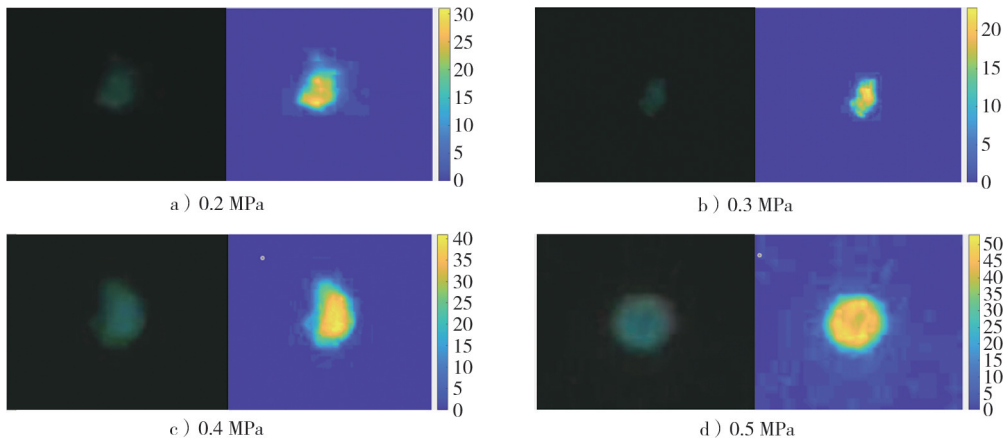


图 8 气源冲击下自响应仿生靶标的荧光图像及对应的灰度图

Fig. 8 Fluorescence images and corresponding grayscale distribution of self-responsive bionic target under the impact

仿生靶标上的钝击场冲击波信号(如图 9 a)—d)所示)。钝击场冲击波初到峰值压力(以下简称峰压)是最敏感和最易捕捉的特征信号,故以钝击场冲击波初到峰压作为标定值,概念性地标定并验证自响应仿生靶标钝击场感测能力。本研究提取了钝击场冲击波的峰压及图像受力产生的荧光强度(灰度)值构建了初到峰压-荧光强度对应关系,如图 9 e)所示,图中皮尔逊相关系数为 0.956, R^2 为 0.915。式(1)对荧光强度与钝击场冲击波初到峰压进行了对应(标定)。

$$P = -2.358 + 1.855I, \quad (1)$$

式中: P 为钝击场冲击波初到峰压; I 为荧光强度。

由图 9 e)可知,钝击场冲击波初到峰压-荧光强

度一定程度上为准线性关系,表明其一定程度上可用于力载测试,自响应仿生靶标可作为新型非标准力载传感手段。

初步标定后,制备了一个新的自响应仿生靶标样品,然后利用同样的试验装置测试了冲击气压为 0.3 MPa 时的自响应仿生靶标荧光强度(同时也搭载了标准压力传感器测量钝击场冲击波)。测得的荧光强度(灰度)值和钝击场冲击波压力分别为 30、59.4 kPa(见图 10)。利用图 9 e)中的线性关系,当荧光强度(灰度)值为 30 时,对应的冲击波初到峰压应为 51.28 kPa,相对误差为 13.7%,准确性相对较高。因此,自响应仿生靶标在实时可视化表征软组织受钝击场冲击波影响的研究中具有较大的潜力。

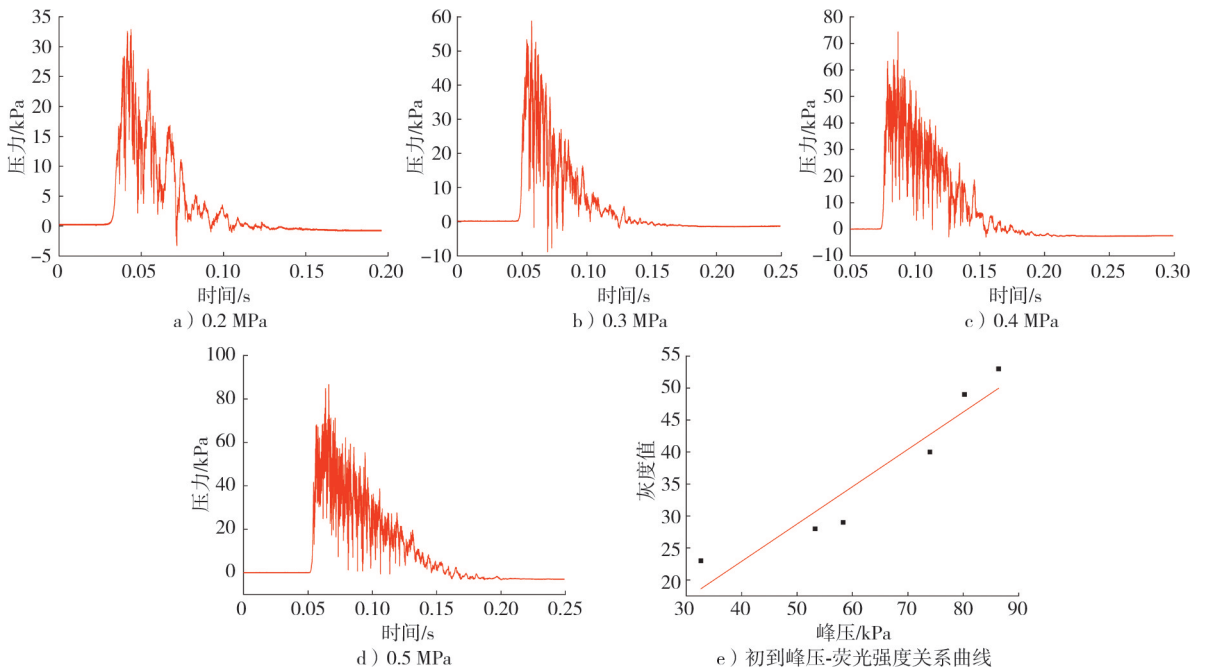


图 9 自响应仿生靶标的钝击场冲击波压力及其峰值与荧光强度关系曲线

Fig. 9 Curve of the pressure and peak value of the impact shock wave from the blunt strike field of the self-reponsive bionic target and its fluorescence intensity

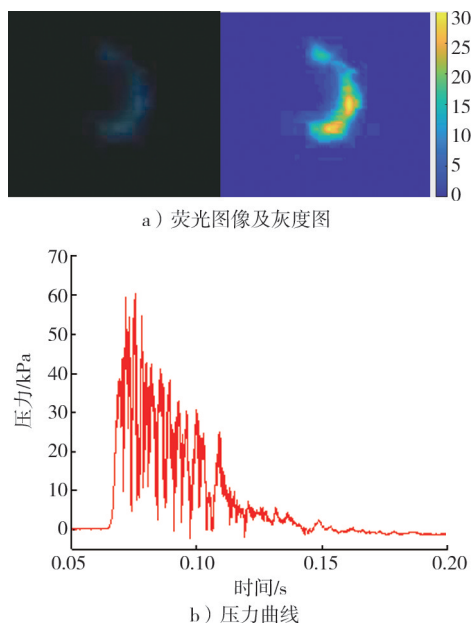


图 10 0.3 MPa 冲击压力下自响应仿生靶标的受力发光图像与压力数据

Fig. 10 Force-induced luminescence images and pressure data of self-responsive bionic target under 0.3 MPa impact pressure

4 结 语

本文设计合成了一种自响应仿生靶标,并进行了准静载试验,通过分析对比自响应仿生皮肤与人体皮肤、科腾基仿生脂肪与生物脂肪的弹性模量,对自响应仿生皮肤与人体皮肤、科腾基仿生脂肪与生物脂肪组织的相似性进行了量化评估,确证了自响应仿生皮肤与科腾基仿生脂肪贴合作为自响应仿生靶标的可行性;进一步对设计合成的自响应仿生靶标进行了气源冲击试验,验证了冲击作用下冲击压力与荧光强度的相关性。得到如下主要结论。

1) 加入力致发光材料后,自响应仿生皮肤中硅胶材料的化学稳定性不受影响,并且与人体皮肤具有力学相似性。

2) 科腾基仿生脂肪与文献中绵羊臀部脂肪的弹性模量相差 5.53%。

3) 设计合成的自响应仿生靶标,在进行气源冲击试验时,自响应仿生皮肤的荧光强度与冲击气压具有较好的线性关系,当冲击气压为 0.3 MPa 时,冲击波峰压相对误差为 13.7%,表明自响应仿生靶标感测冲击压力具有较高的准确性。

研究结果表明自响应仿生靶标在实时可视化表征软组织受冲击波场影响方面具有较大的潜力。但是,本文只是对仿生靶标的合理性及自响应能力进行了评估,在后续的研究中可对发光现象与冲击作用的映射机制作进一步深入分析,为力致发光材料

应用于弹道终点测试领域提供参考。

参考文献/References:

- [1] 温焱珂,李子轩,闫文敏,等. 基于 3D-DIC 技术的防弹头盔性能测试与评估[J]. 北京理工大学学报,2022,42(5):463-470.
WEN Yaoke, LI Zixuan, YAN Wenmin, et al. Test and evaluation of ballistic helmet performance based on 3D-DIC technology [J]. Transactions of Beijing Institute of Technology, 2022, 42 (5): 463-470.
- [2] 崔广宇. 枪弹对带防弹头盔的人体模拟靶标钝击效应研究[D]. 南京:南京理工大学,2019.
- [3] GENOV B G, GENOV G B. Why ballistic testing methods of body armor do not give us accurate information [J]. Journal Scientific and Applied Research, 2012, 2(1): 120-128.
- [4] BOUYRA Q, BLAYSAT B, CHANAL H, et al. Using laser marking to engrave optimal patterns for in-plane displacement and strain measurement [J]. Strain, 2022, 58(2): e12404.
- [5] KARIMATA A, PATIL P H, FAYZULLIN R R, et al. Triboluminescence of a new family of CuI-NHC complexes in crystalline solid and in amorphous polymer films [J]. Chemical Science, 2020, 11(39): 10814-10820.
- [6] TUKHBATULLIN A A, SHARIPOV G L. Mechanoluminescence of samarium(III) sulfate crystals activated by ultrasound [J]. Optical Materials, 2023, 143: 114253.
- [7] TUKHBATULLIN A A, KOVYAZIN P V, SHARIPOV G L, et al. Photoluminescence and mechanoluminescence of solid-state zirconocene dichlorides [J]. Luminescence, 2021, 36(4): 943-950.
- [8] KLEIN C, ENGLER R H, HENNE U, et al. Application of pressure-sensitive paint for determination of the pressure field and calculation of the forces and moments of models in a wind tunnel [J]. Experiments in Fluids, 2005, 39(2): 475-483.
- [9] 张国栋,赵玉龙,孙警,等. ZnS: Cu 力致荧光薄膜在冲击压力作用下的光学响应规律及应用 [J]. 高压物理学报, 2022, 36(2): 17-25.
ZHANG Guodong, ZHAO Yulong, SUN Jing, et al. Optical response and application of mechanoluminescent film of ZnS: Cu under impact pressure [J]. Chinese Journal of High Pressure Physics, 2022, 36(2): 17-25.
- [10] FONTENOT R S, HOLLERMAN W A. Measuring triboluminescence from ZnS: Mn produced by ballistic impacts [J]. Journal of Instrumentation, 2011, 6(4): T04001.
- [11] WANG Xiandi, ZHANG Hanlu, YU Ruomeng, et al. Dynamic pressure mapping of personalized handwriting by a flexible sensor matrix based on the mechanoluminescence process [J]. Advanced Materials, 2015, 27(14): 2324-2331.
- [12] YAN Chunmei, HE Xiao, YU Bo, et al. A Mechanoluminescence-based stress sensing hydrogel for intelligent artificial ligament [J]. Advanced Functional Materials, 2024: 2420142.
- [13] GB/T 1040.1—2018, 塑料 拉伸性能的测定 第 1 部分: 总则[S].
- [14] GB/T 7759.1—2015, 硫化橡胶或热塑性橡胶 压缩永久变形的测定 第 1 部分: 在常温及高温条件下[S].
- [15] 朱成俊, 盛青山, 刘立新. 动态力学模拟试验信号产生系统结构设计 [J]. 河北工业科技, 2024, 41(5): 391-398.

- ZHU Chengjun, SHENG Qingshan, LIU Lixin. Structural design of signal generation system for dynamic mechanics simulation test[J]. Hebei Journal of Industrial Science and Technology, 2024, 41(5): 391-398.
- [16] CLARK J A, CHENG J C, LEUNG K S. Mechanical properties of normal skin and hypertrophic scars[J]. Burns, 1996, 22(6): 443-446.
- [17] VIATOUR M, HENRY F, PIÉRARD G E. A computerized analysis of intrinsic forces in the skin[J]. Clinical and Experimental Dermatology, 1995, 20(4): 308-312.
- [18] TROTTA A, ANNAIDH A N. Mechanical characterisation of human and porcine scalp tissue at dynamic strain rates[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2019, 100: 103381.
- [19] GEFEN A, HABERMAN E. Viscoelastic properties of ovine adipose tissue covering the gluteus muscles[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2007, 129(6): 924-930.
- [20] MILLER-YOUNG J E, DUNCAN N A, BAROUD G. Material properties of the human calcaneal fat pad in compression: Experiment and theory[J]. Journal of Biomechanics, 2002, 35(12): 1523-1531.
- [21] ZHOU Muran, HOU Jinfei, ZHANG Guo, et al. Tuning the mechanics of 3D-printed scaffolds by crystal lattice-like structural design for breast tissue engineering[J]. Biofabrication, 2019, 12(1): 015023.
-
- (上接第 110 页)
- [18] ZHANG Tianjun, PATIL S G, JAIN N, et al. Raft: Adapting language model to domain specific rag[J/OL]. (2024-06-05) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2403.10131>.
- [19] GLASS M, ROSSIELLO G, CHOWDHURY M F M, et al. Re2G: Retrieve, rerank, generate[C]//Proceedings of the 2022 Conference of the North American Chapter of the Association for Computational Linguistics. Seattle: ACL, 2022: 2701-2715.
- [20] KIM J, NAM J, MO S, et al. SuRe: Summarizing retrievals using answer candidates for open-domain QA of LLMs[J/OL]. (2024-04-17) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2404.13081>.
- [21] LIU Man, BAI Huihui, LI Feng, et al. Attend and enrich: Enhanced visual prompt for zero-shot learning [J/OL]. (2024-12-10) [2025-01-19]. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2406.03032>.
- [22] HOFSTÄTTER S, CHEN Jiecao, RAMAN K, et al. Fid-light: Efficient and effective retrieval-augmented text generation [C]//Proceedings of the 46th International ACM SIGIR Conference on Research and Development in Information Retrieval. Taipei: SIGIR, 2023: 1437-1447.
- [23] XU Fangyuan, SHI Weijia, CHOI E. Recomp: Improving retrieval-augmented LMs with compression and selective augmentation[J/OL]. (2023-10-06) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2310.04408>.
- [24] ROBERTSON S, ZARAGOZA H. The probabilistic relevance framework: BM25 and Beyond[J]. Foundations and Trends® in Information Retrieval, 2009, 4(3): 333-389.
- [25] KARPUKHIN V, OGUZ B, MIN S, et al. Dense passage retrieval for open-domain question answering[C]//Proceedings of the 2020 Conference on Empirical Methods in Natural Language Processing. Online: ACL, 2020: 6769-6781.
- [26] QU Yingqi, DING Yuchen, LIU Jing, et al. RocketQA: An optimized training approach to dense passage retrieval for open-domain question answering [C]//Proceedings of the 2021 Conference of the North American Chapter of the Association for Computational Linguistics: Human Language Technologies. Online: ACL, 2021: 5835-5847.
- [27] ZHOU Zhi, SHI Jiangxin, SONG Pengxiao, et al. LawGPT: A Chinese legal knowledge-enhanced large language model [J/OL]. (2024-06-07) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2406.04614>.
- [28] ZENG Aohan, LIU Xiao, DU Zhengxiao, et al. Glm-130b: An open bilingual pre-trained model [J/OL]. (2023-10-25) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2210.02414>.
- [29] YANG Aiyuan, XIAO Bin, WANG Bingning, et al. Baichuan 2: Open large-scale language models [J/OL]. (2023-09-20) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2309.10305>.
- [30] HU E J, SHEN Yelong, WALLIS P, et al. LoRA: Low-rank adaptation of large language models [J/OL]. (2021-10-16) [2025-01-19]. <https://arxiv.org/abs/2106.09685>.