

doi: 10.7690/bgzdh.2024.12.011

# 冲击压缩下 PlatSil® Gel 硅胶材料动态力学特性数值模拟

李爽<sup>1</sup>, 蒲伟<sup>2</sup>, 张圩<sup>1</sup>, 刘亚雷<sup>3</sup>, 刘坤<sup>1</sup>

(1. 南京理工大学机械工程学院, 南京 210094; 2. 重庆嘉陵特种装备有限公司, 重庆 400032;

3. 中国人民武装警察部队海警学院, 浙江 宁波 315801)

**摘要:** 为研究人体软组织力学特性, 选用 PlatSil® Gel 硅胶为模拟材料进行研究。基于聚合物分离式霍普金森压杆 (polymer split Hopkinson pressure bar, PSHPB) 实验, 结合朱-王-唐 (zhu-wang-tang, ZWT) 本构模型, 借助 Fortran 语言, 利用 ABAQUS 软件中的 VUMAT 子程序对硅胶材料粘弹性本构模型进行二次开发; 通过 3 维算例与实验对比, 验证本构模型的有效性。结果表明: 利用 VUMAT 子程序开发的有限元模型计算准确, 仿真结果与实验结果一致性较好, ZWT 本构模型能较好描述硅胶材料在强动态载荷作用下的力学响应; 研究成果可拓展有限元软件在生物软组织力学特性研究中的应用, 为软组织损伤规律分析提供理论参考。

**关键词:** 软组织; PlatSil® Gel 硅胶; 聚合物分离式霍普金森压杆; 本构模型; 二次开发

**中图分类号:** TQ333 **文献标志码:** A

## Numerical Simulation of Dynamic Mechanical Properties of PlatSil® Gel Silica Gel Under Shock Compression

Li Shuang<sup>1</sup>, Pu Wei<sup>2</sup>, Zhang Wei<sup>1</sup>, Liu Yalei<sup>3</sup>, Liu Kun<sup>1</sup>

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

2. Chongqing Jialing Special Equipment Co., Ltd., Chongqing 400032, China;

3. China Coast Guard Academy, Ningbo 315801, China)

**Abstract:** In order to study the mechanical properties of human soft tissue, PlatSil® Gel was selected as the simulation material. Based on the polymer split Hopkinson pressure bar (PSHPB) experiments of polymers, combined with the Zhu-Wang-Tang (ZWT) constitutive model, and with the help of Fortran language, a new constitutive model is proposed. The VUMAT subroutine in ABAQUS software was used to redevelop the viscoelastic constitutive model of silica gel material. The validity of the constitutive model was verified by comparing the three-dimensional examples with the experiments. The results show that the finite element model developed by VUMAT subroutine is accurate, the simulation results are in good agreement with the experimental results, and the ZWT constitutive model can better describe the mechanical response of silicone material under strong dynamic load. The research results can expand the application of finite element software in the study of mechanical properties of biological soft tissue, and provide a theoretical reference for the analysis of soft tissue injury law.

**Keywords:** soft tissue; PlatSil® Gel; polymer split Hopkinson pressure bar; constitutive model; secondary development

## 0 引言

近年来, 在军事领域、交通事故和体育运动中, 冲击损伤现象不断增加, 致伤严重性、复杂性升级, 导致人体记忆丧失、执行能力与反应速度变慢、运动障碍等, 甚至致死案例屡见不鲜。皮肤、脂肪以及肌肉等软组织作为人体外部器官, 具有保护内脏器官免受外界冲击造成直接损伤的功能。因此, 开展人体生物组织力学特性具有重要的意义。目前有较多实验证明某些非生物仿生材料具有与生物组织相似的物理性质。

数值模拟<sup>[1-2]</sup>可再现撞击过程, 缩短研究周期, 有助于揭示作用机理, 但材料模型的选取对仿真结

果影响较大。若能提供合理的本构模型和准确的材料参数, 数值模拟可有效预测致伤效应<sup>[3-4]</sup>, 并能近似替代一些复杂实验, 从而减少实验次数和成本。近年来, 软组织及其模拟材料的力学行为的数值仿真, 受到了国内外学者的青睐。Bracq 等<sup>[5]</sup>选用苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯 (styrene ethylene butylene styrene, SEBS) 嵌段共聚物凝胶为人体软组织模拟材料, 采用 Mooney-Rivlin 模型模拟 SEBS 凝胶受钝击作用的过程。韩旗<sup>[6]</sup>基于二阶 Poly 和三阶 Ogden 模型, 对类似生物软组织的橡胶薄膜材质圆管充气问题进行了数值仿真, 并分析了不同材料参数对 Cauchy 应力的影响。甘海宏<sup>[7]</sup>利用 HyperMesh

收稿日期: 2024-06-27; 修回日期: 2024-07-20

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (12172180); 武警海警学院项目 (WJ-2022-WJ2020A020040)

第一作者: 李爽 (1997—), 女, 四川人, 硕士。

和 ABAQUS 等软件建立了人体小腿有限元模型，其中肌肉组织采用 Odgen 超弹性材料本构，并分析了机械手不同抓取力对人肢体的生物力学影响。李欣<sup>[8]</sup>建立了由皮肤和肌肉组织构成的人体模型，其中肌肉组织选用超弹性 Mooney-Rivlin 模型，有效预测并分析人体与山棕床垫的接触应力。可见，现有对生物软组织力学行为的数值模拟主要采用有限元软件中内置的 Ogden<sup>[9]</sup>、Mooney-Rivlin<sup>[10]</sup>、Yeoh<sup>[11]</sup>及 Neo-Hookean 本构模型等，无法真实还原粘弹性人体软组织的非线性、大变形力学响应过程，亟待进一步深入研究。

笔者选用 PlatSil® Gel 硅胶为人体软组织模拟材料，基于聚合物分离式霍普金森压杆 (PSHPB) 实验，结合朱-王-唐 (ZWT) 本构模型，借助 Fortran 语言，利用 ABAQUS 软件中的 VUMAT 子程序对硅胶材料粘弹性本构模型进行二次开发，通过 3 维算例与实验进行对比，验证本构模型的有效性。

### 1 PlatSil® Gel 硅胶材料动态力学本构关系

PlatSil® Gel 硅胶材料与肌肉软组织力学特性相似，具有非线性、粘弹性等特点，拟选用非线性粘弹性材料本构方程对其动态力学行为进行描述。Green-Revlin 多重积分方程作为非线性粘弹性本构方程<sup>[12]</sup>，被广泛应用于描述聚氯乙烯 (polyvinyl chloride, PVC)、聚氨酯 (polyurethane, PU) 等人体软组织仿生材料力学性能，其 1 维形式表示为：

$$\begin{aligned} \sigma(t) = & \int_{-\infty}^t \phi_1(t-\tau_1) \dot{\epsilon}(\tau_1) d\tau_1 + \\ & \int \int_{-\infty}^t \phi_2(t-\tau_1, t-\tau_2) \dot{\epsilon}(\tau_1) \times \dot{\epsilon}(\tau_2) d\tau_1 d\tau_2 + \\ & \int \int \int_{-\infty}^t \phi_3(t-\tau_1, t-\tau_2, t-\tau_3) \dot{\epsilon}(\tau_1) \times \dot{\epsilon}(\tau_2) \times \\ & \dot{\epsilon}(\tau_3) d\tau_1 d\tau_2 d\tau_3 + \dots \end{aligned} \quad (1)$$

式中， $\phi_i(i=1, 2, 3\cdots)$ 为松弛函数，方程右边第 1 项为服从玻尔兹曼叠加原理的线性项，其余为应变历史共同作用于最终应力的非线性项。

由于 1 维形式的 Green-Revlin 方程在数学上难以解决，若确定上述 3 个松弛函数  $\phi_i(i=1, 2, 3\cdots)$ 至少需要完成 28 组实验。结合多种聚合物的实验结果，引入如下假设：

$$\left. \begin{aligned} \phi_1(t-\tau_1) &= E_0 + E_1 \exp(-(t-\tau_1)/\theta_1) + \\ & E_2 \exp(-(t-\tau_1)/\theta_2) \\ \phi_2(t-\tau_1, t-\tau_2) &= \text{const} = \alpha \\ \phi_3(t-\tau_1, t-\tau_2, t-\tau_3) &= \text{const} = \beta \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

根据式(1)和(2)，朱兆祥等<sup>[13]</sup>提出了描述典型

高聚物的非线性粘弹性行为的本构模型，该模型由 1 个非线性弹性体、1 个低频 Maxwell 体和 1 个高频 Maxwell 体组成，相应的流变模型如图 1(a)所示。

$$\begin{aligned} \sigma = & f_e(\epsilon) + E_1 \int_0^t \dot{\epsilon}(\tau) \exp(-(t-\tau)/\theta_1) d\tau + \\ & E_2 \int_0^t \dot{\epsilon}(\tau) \exp(-(t-\tau)/\theta_2) d\tau. \end{aligned} \quad (3)$$

式中： $\sigma$ 为应力； $\epsilon$ 为应变； $\dot{\epsilon}$ 为应变率； $t$ 为时间； $f_e(\epsilon)$ 描述非线性弹性响应；第 1 个积分项描述低应变率下的线性粘弹性响应，其中  $E_1$  和  $\theta_1$  分别对应第 1 个 Maxwell 单元的弹性常数和松弛时间；第 2 个积分项描述高应变率下的粘弹性响应，其中  $E_2$  和  $\theta_2$  分别对应第 2 个 Maxwell 单元的弹性常数和松弛时间。

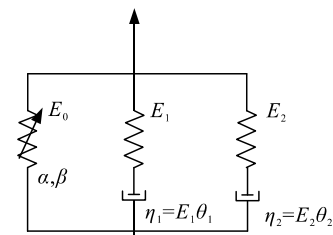
非线性弹性响应  $f_e(\epsilon)$ 可以用于以下幂多项式描述：

$$f_e(\epsilon) = E_0 \epsilon + \alpha \epsilon^2 + \beta \epsilon^3. \quad (4)$$

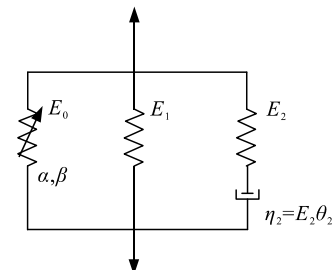
式中： $E_0$ 为初始弹性模量； $\alpha$ 和 $\beta$ 为非线性弹性常数。

模型中  $\theta_1$ 与 $\theta_2$ 相差约 6 个数量级<sup>[14]</sup>，分别与低应变率和高应变率响应相关。当 PlatSil® Gel 硅胶材料受动态冲击载荷时，松弛时间为  $\theta_1$  的低频 Maxwell 单元直到加载结束都来不及松弛，可简化为弹性常数为  $E_1$  的单个弹簧单元，如图 1(b)所示。式(3)可以简化为：

$$\sigma = f_e(\epsilon) + E_1 \epsilon + E_2 \int_0^t \dot{\epsilon}(\tau) \exp(-(t-\tau)/\theta_2) d\tau. \quad (5)$$



(a) ZWT 粘弹性本构模型



(b) 高应变率下粘弹性本构模型

图 1 非线性粘弹性本构方程的流变模型

PlatSil® Gel 硅胶材料在高速冲击作用下基本为恒应变率加载，式(5)可简化为：

$$\sigma = (E_0 + E_1)\varepsilon + \alpha\varepsilon^2 + \beta\varepsilon^3 + E_2\theta_2\dot{\varepsilon}(1 - \exp(-\varepsilon/\theta_2\dot{\varepsilon})) \quad (6)$$

根据式(6)对 PlatSil® Gel 硅胶材料各组高应变率下的实验数据进行拟合, 不同应变率下拟合得到的参数值不一致, 表明经典 ZWT 本构模型无法实现对 PlatSil® Gel 硅胶材料高应变率下力学行为的一般性描述。根据相关文献[15], 将经典 ZWT 非线性粘弹性本构模型中用于描述材料非线性弹性响应的前 3 项引入一应变率相关项  $f(\dot{\varepsilon})$  进行修正。相应的修正形式如下:

$$\sigma = f(\dot{\varepsilon})((E_0 + E_1)\varepsilon + \alpha\varepsilon^2 + \beta\varepsilon^3) + E_2\theta_2\dot{\varepsilon}(1 - \exp(-\varepsilon/\theta_2\dot{\varepsilon})) \quad (7)$$

PlatSil® Gel 硅胶材料高应变率下的应力-应变曲线非线性较强,  $f(\dot{\varepsilon})$  可以表示为:

$$f(\dot{\varepsilon}) = C_1 + C_2|\dot{\varepsilon}|^{C_3} \quad (8)$$

式中  $|\dot{\varepsilon}|$  为无量纲量, 数值上与对应的参考应变率数值相等。

根据式(7)和(8)对 PlatSil® Gel 硅胶材料高应变率下的各组实验数据进行参数拟合, 获得了一组恒定的参数, 如表 1 所示。

表 1 高变率下改进 ZWT 本构模型拟合参数

$C_1$	$C_2$	$C_3$	$E_0/\text{MPa}$	$E_1/\text{MPa}$
-1 937.95	0.7	0.9	1.71	7.92
$\alpha/\text{MPa}$	$\beta/\text{MPa}$	$E_2/\text{MPa}$	$\theta_2/\text{s}$	
-55.67	176.64	7.62	$6.66 \times 10^{-5}$	

## 2 本构模型二次开发

VUMAT 是适用于 ABAQUS 软件显示分析模块的用户材料子程序, 用户可使用 Fortan 语言编写 VUMAT, 定义所需的本构关系, 通过接口实现与 ABAQUS 软件的数据交流, 最终完成新材料的添加与使用。

### 2.1 3 维张量形式

在 VUMAT 子程序中编写改进后的 ZWT 非线性粘弹性本构模型, 需要对其 3 维增量形式进行推导。与单轴应力条件下的胡克定律推导至广义胡克定律的原理类似, 3 维应力状态下的广义 ZWT 本构方程可以基于 Poila-Kirchhoff 应力张量和 Green 应变张量进行推导<sup>[16]</sup>:

$$\mathbf{S}_{ij} = f(\dot{\varepsilon})\left(E_0[\mathbf{A}]E_{kl} + \alpha\mathbf{E}_{ij}^2 + \beta\mathbf{E}_{ij}^3\right) + E_1 \int_0^t [\mathbf{A}] \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} e^{-\frac{t-\tau}{\theta_1}} d\tau + E_2 \int_0^t [\mathbf{A}] \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} e^{-\frac{t-\tau}{\theta_2}} d\tau \quad (9)$$

式中,  $\mathbf{S}_{ij}$  和  $\mathbf{E}_{ij}$  分别为第二 Poila-Kirchhoff 应力张

量和 Green 应变张量。 $[\mathbf{A}]$  为 3 维各向同性弹性矩阵:

$$[\mathbf{A}] = \frac{1}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1-\nu & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (10)$$

式中  $\nu$  为泊松比。

式(3)可表示为以下 3 个方程:

$$\mathbf{S}_{ij}^e = f(\dot{\varepsilon})\left(E_0[\mathbf{A}]E_{kl} + \alpha\mathbf{E}_{ij}^2 + \beta\mathbf{E}_{ij}^3\right); \quad (11)$$

$$\mathbf{S}_{ij}^{r1} = E_1 \int_0^t [\mathbf{A}] \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} e^{-(t-\tau)/\theta_1} d\tau; \quad (12)$$

$$\mathbf{S}_{ij}^{r2} = E_2 \int_0^t [\mathbf{A}] \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} e^{-(t-\tau)/\theta_2} d\tau. \quad (13)$$

式中:  $\mathbf{S}_{ij}^e$  为非线性弹性应力张量;  $\mathbf{S}_{ij}^{r1}$  和  $\mathbf{S}_{ij}^{r2}$  分别为低应变率和高应变率的粘弹性应力张量。

非线性弹性应力张量的增量形式可表示为:

$$\Delta \mathbf{S}_{ij}^e = f(\dot{\varepsilon})E_0[\mathbf{A}]\Delta E_{kl} + f(\dot{\varepsilon})(2\alpha\mathbf{E}_{ij} + 3\beta\mathbf{E}_{ij}^2)[\mathbf{A}]\Delta E_{kl} \quad (14)$$

$t$  与  $t+\Delta t$  时刻低应变率的粘弹性应力张量表示为:

$$\mathbf{S}_{ij,t}^{r1} = E_1 \int_0^t [\mathbf{A}] \frac{\partial E_{kl}^t}{\partial \tau} e^{-(t-\tau)/\theta_1} d\tau; \quad (15)$$

$$\mathbf{S}_{ij,t+\Delta t}^{r1} = E_1 \int_0^{t+\Delta t} [\mathbf{A}] \frac{\partial E_{kl}^{t+\Delta t}}{\partial \tau} e^{-(t+\Delta t-\tau)/\theta_1} d\tau. \quad (16)$$

假设

$$\frac{\partial E_{kl}^t}{\partial \tau} / \partial \tau = \frac{\partial E_{kl}^{t+\Delta t}}{\partial \tau} / \partial \tau = \Delta E_{kl} / \Delta t; \quad (17)$$

方程(15)和(16)可表示为:

$$\mathbf{S}_{ij,t}^{r1} = E_1 \frac{\Delta E_{kl}}{\Delta t} [\mathbf{A}] \theta_1 (1 - e^{-t/\theta_1}); \quad (18)$$

$$\mathbf{S}_{ij,t+\Delta t}^{r1} = E_1 \frac{\Delta E_{kl}}{\Delta t} [\mathbf{A}] \theta_1 (1 - e^{-(t+\Delta t)/\theta_1}). \quad (19)$$

$\mathbf{S}_{ij}^{r1}$ 、 $\mathbf{S}_{ij}^{r2}$  的增量形式分别表示为:

$$\Delta \mathbf{S}_{ij}^{r1} = \mathbf{S}_{ij,t+\Delta t}^{r1} - \mathbf{S}_{ij,t}^{r1} = E_1 \frac{\Delta E_{kl}}{\Delta t} [\mathbf{A}] \theta_1 \left(1 - e^{-\frac{\Delta t}{\theta_1}}\right) e^{-\frac{t}{\theta_1}}; \quad (20)$$

$$\Delta \mathbf{S}_{ij}^{r2} = E_2 \frac{\Delta E_{kl}}{\Delta t} [\mathbf{A}] \theta_2 (1 - e^{-\Delta t/\theta_2}) e^{-t/\theta_2}. \quad (21)$$

结合式(14)、(20)和(21),  $S_{ij}$  的增量形式可表示为:

$$\begin{aligned} \Delta S_{ij} = & f(\dot{\varepsilon}) \left( E_0 [A] \Delta E_{kl} + (2\alpha E_{ij} + \right. \\ & \left. 3\beta E_{ij}^2) [A] \Delta E_{kl} \right) + E_1 \frac{\Delta E_{kl}}{\Delta t} [A] \theta_1 (1 - e^{-\Delta t/\theta_1}) e^{-t/\theta_1} + \\ & E_2 \frac{\Delta E_{kl}}{\Delta t} [A] \theta_2 (1 - e^{-\Delta t/\theta_2}) e^{-t/\theta_2}. \end{aligned} \quad (22)$$

### 2.2 VUMAT 子程序实现

基于 1.2、2.1 节中的改进 ZWT 材料本构及其对应的 3 维增量形式,对 VUMAT 子程序进行编写,该子程序主要包括以下部分:

- 1) 子程序定义语句;
- 2) ABAQUS 定义的参数说明;
- 3) 用户定义的局部变量说明;
- 4) 程序主体、子程序返回和结束语句。

对改进后的本构模型进行编写,需首先装配  $6 \times 6$  阶刚度矩阵  $[A]$ , 将其初始化为 0 矩阵,再更新总应变,即当前的应变状态等于上一步 Stateold 应变状态加上 StrainInc 应变增量,随后继续更新应变增量,再通过本构模型的矩阵表达式计算应力,循环 Nblock 材料点,直至跳出迭代。应力更新对应的 Stressnew 变量可决定增量步结束时各节点的应力状态,在 VUMAT 子程序中起着至关重要的作用,对应的应力更新流程如图 2(a)所示,编写完成的 VUMAT 子程序在 ABAQUS 主程序中的实现流程如图 2(b)所示。

VUMAT 子程序需要主程序读取增量步开始时刻的材料属性和本构参数,随后子程序主体通过读取单元积分点的变量初始值,判定当前增量步是否为初始增量步选择应力更新方式。当为初始增量步时,选择完全弹性本构更新应力,否则计算 Green 应变矩阵的值后通过式(22)推导的本构方程进行计算,经多次迭代运算直至 VUMAT 子程序运行结束,应力更新值将返回到 ABAQUS 主程序中。

## 3 PlatSil® Gel 硅胶 SHPB 压缩实验数值模拟

### 3.1 SHPB 单轴压缩实验

PlatSil® Gel 硅胶材料波阻抗低,利用传统的 SHPB 实验装置获得的透射信号弱。为增加透射信号复制,压杆材料选用聚醚醚酮 (poly ether ether ketone, PEEK)。该装置主要由压力控制系统、杆系统(撞击杆、入射杆、透射杆和吸收杆)及测试系统(应变片、应变仪和数据采集系统)组成。实验原

理如图 3 所示,其中撞击杆、入射杆、透射杆的直径均为 14.5 mm,长度分别为 200、1 500 和 1 500 mm,PEEK 杆系材料参数如表 2 所示,试样材料参数如表 3 所示,  $|\dot{\varepsilon}|$  为试样材料本构模型中参考应变率对应的无量纲量,  $C_1 - \theta_2$  均为高变率下改进 ZWT 本构模型的拟合参数。实验过程中,将硅胶材料试件置于入射杆和透射杆之间,撞击杆由压力控制系统驱动,撞击入射杆,产生压缩应力波,并通过入射杆传播。当入射脉冲到达试件时,弹性脉冲部分被反射回入射杆,其余脉冲通过试件传输至透射杆。入射、反射信号由电阻应变片测得,透射信号由半导体应变片测得。两压杆的应变测量使用的惠斯通电桥均采用对臂桥工作方式,即入射杆和透射杆上分别将两  $120 \Omega$  的电阻应变片和半导体应变片对称地粘贴于压杆两侧,并置于压杆 1/2 处横截面上,以保证两者测的信号同步性,应变片所测应变信号由动态应变仪记录, SHPB 实验装置如图 4 所示。

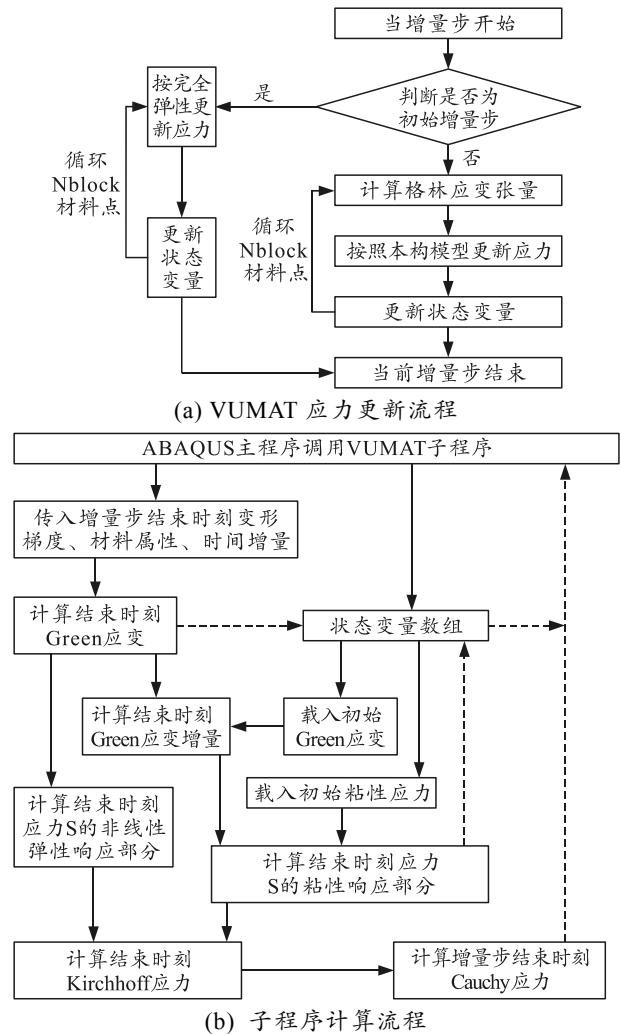


图 2 VUMAT 子程序的实现流程

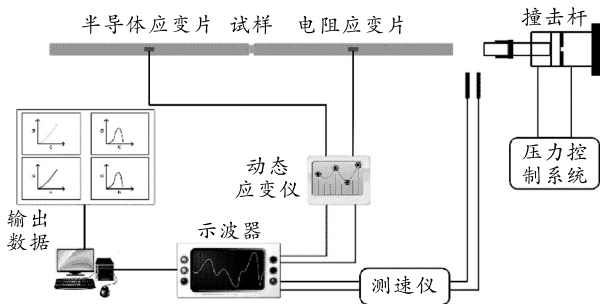


图 3 实验原理

表 2 PEEK 杆材料参数

材料	$\rho_0/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	$E_0/\text{GPa}$	$c_0/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	$I_0/(\text{kg}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1})$
PEEK	$1.32\times 10^3$	3.8	$1.70\times 10^3$	$2.24\times 10^6$

表 3 PlatSil® Gel 试样材料参数

材料	$\rho_0/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	$ \dot{\epsilon} $	$C_1$	$C_2$	$C_3$
PlatSil® Gel	$1.04\times 10^3$	6 300	-1 937.95	0.7	0.9
$E_0/\text{MPa}$	$E_1/\text{MPa}$	$\alpha/\text{MPa}$	$\beta/\text{MPa}$	$E_2/\text{MPa}$	$\theta_2/\text{s}$
1.71	7.92	-55.67	176.64	7.62	$6.66\times 10^{-5}$

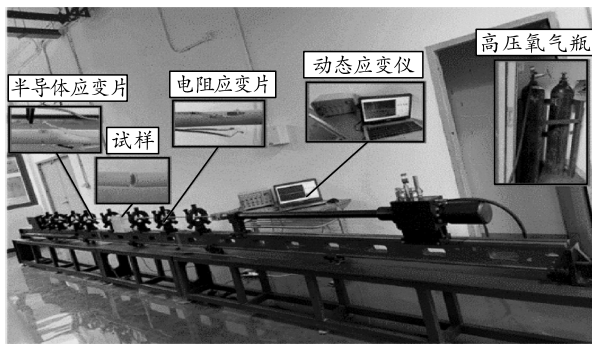


图 4 SHPB 实验装置

PlatSil® Gel 硅胶材料中的波速较低，难以获得应力平衡和均匀变形，需经试样中反复传播后达到，应力波传播过程如图 5 所示。借助波形整形技术，通过设计尺寸为  $\phi 9\times 2\text{ mm}$  的薄试样，以尽快达到应力平衡。由图 6 可知，冲击载荷为 0.2 MPa 时，实验测得的透射波曲线与理论透射波（入射波+反射波）曲线重合，进一步表明试样在加载和卸载过程中均处于应力平衡状态。

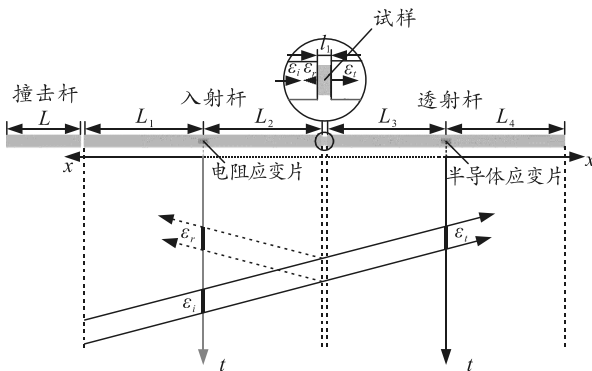


图 5 应力波在 SHPB 系统中的传播

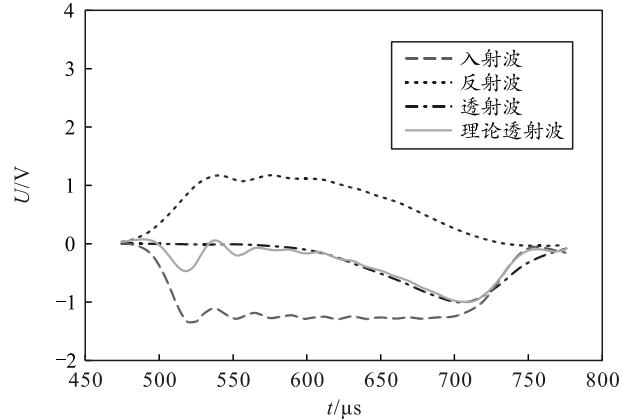


图 6 PlatSil Gel-OO 仿生材料应力平衡曲线

根据 1 维应力波理论<sup>[17]</sup>，试件应变率、应变和应力可分别表示为：

$$\dot{\epsilon}(t) = -2c_0 \epsilon_r(t) / l_s ; \quad (23)$$

$$\epsilon(t) = -2c_0 \int_0^t \epsilon_r(t) dt / l_s ; \quad (24)$$

$$\sigma(t) = E_0 A_0 \epsilon_t(t) / A_s . \quad (25)$$

式中： $\epsilon_i(t)$ 为入射波； $\epsilon_r(t)$ 为反射波； $\epsilon_t(t)$ 为透射波； $c_0$ 为弹性波速； $l_s$ 为试件原始长度； $A_s$ 为试件横截面积； $A_0$ 为压杆横截面积； $E$ 为压杆弹性模量。

### 3.2 数值模拟验证

根据 SHPB 实验装置，等比例建立 PSHPB 装置动态压缩 PlatSil® Gel 硅胶材料的有限元计算模型，子弹、入射杆、透射杆及试样均为圆柱体，且共轴，如图 7 所示。

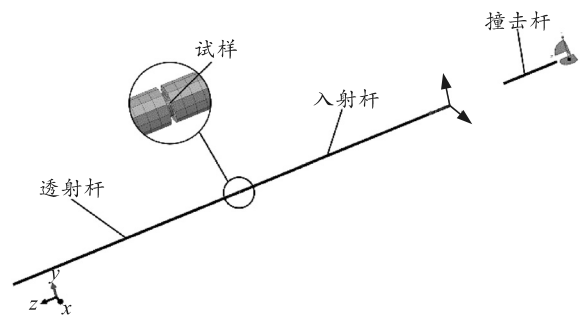
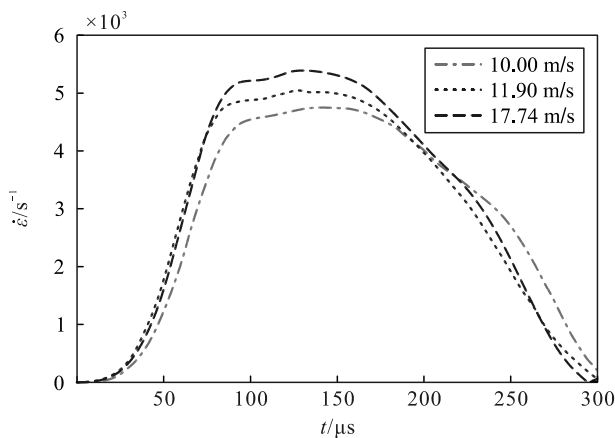


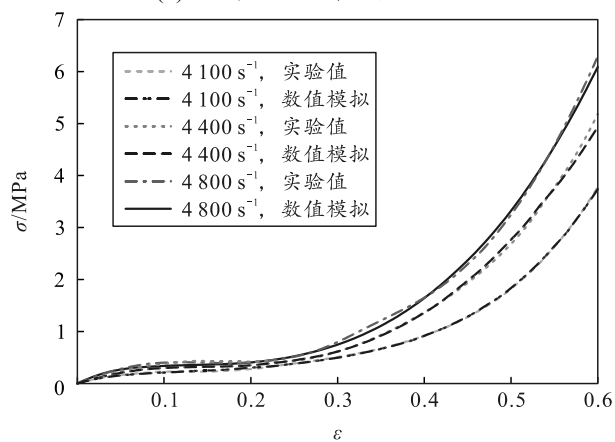
图 7 PSHPB 有限元模型

计算单元选择 Solid 实体赋予截面属性，分析步选择几何非线性，对各杆 x、y 方向自由度进行约束，且固定透射杆远离试样的端面。利用二次开发的 VUMAT 子程序，定义 PlatSil® Gel 硅胶材料试样属性，对应的本构参数如表 1 所示。对撞击杆设置 19.21 m/s 的冲击速度，获得硅胶试样应变率随时间的变化关系，如图 8(a)所示。可见，试样在加载时间为 75~150  $\mu\text{s}$  范围内均处于恒应变率，平均应变率分别为 4 100、4 400 和 4 800  $\text{s}^{-1}$ 。图 8(b)给出

了这 3 组应变率下硅胶试样沿加载方向的应力-应变曲线与实验结果的对比。可知, 两者的整体趋势吻合较好, 应变低于 0.2 时数值模拟值略小于实验值, 主要因编写的改进 ZWT 本构的 VUMAT 子程序在应变较小时简化为式(11)所对应的完全弹性模型更新应力造成。当应变处于 0.2~0.6 范围内时, 数值模拟值与实验值重合度较好, 此时应力按照式(9)对应的非线性粘弹性本构更新。动态冲击作用下, 软组织仿生材料均在大变形基础上破坏, 低应变时的微小误差可忽略不计, 该数值模拟结果与实验结果基本一致, 可用于描述 PlatSil® Gel 硅胶材料动态单轴压缩力学行为。



(a) 试样的应变率-时间关系



(b) 应力-应变数值模拟与实验结果对比

图 8 数值模拟结果

## 4 结束语

笔者基于 PlatSil® Gel 硅胶材料 PSHPB 实验, 结合 ZWT 本构模型, 借助 Fortran 语言, 利用 ABAQUS 软件中的 VUMAT 子程序, 对其粘弹性本构模型进行了二次开发, 通过 3 维算例与实验对比, 验证了本构模型的有效性。结果表明: 利用 VUMAT

子程序开发的有限元模型计算准确, 仿真结果与实验结果一致性较好, ZWT 本构模型能较好描述硅胶材料在强动载荷作用下的力学响应。

## 参考文献:

- [1] 王丽珍, 樊瑜波. 过载性损伤与防护生物力学[J]. 力学进展, 2020, 50(1): 124-168.
- [2] 熊漫漫, 闫文敏, 徐诚, 等. 牛皮模拟靶标的弹道损伤特性[J]. 兵工学报, 2022, 43(1): 29-36.
- [3] 康巍, 徐鹏, 卜伟平, 等. 生物软组织力学测试及相关理论研究[J]. 兵工学报, 2022, 43(9): 2164-2171.
- [4] YAZDIS J M, BAQERSAD J. Mechanical modeling and characterization of human skin: A review[J]. Journal of Biomechanics, 2022, 130: 110864.
- [5] BRACQ A, HAUGOU G, BOUREL B, et al. On the modeling of a visco-hyperelastic polymer gel under blunt ballistic impacts[J]. International Journal of Impact Engineering, 2018, 118: 78-90.
- [6] 韩旗. 橡胶类材料超弹性力学行为的实验研究和数值模拟[D]. 天津: 河北工业大学, 2018.
- [7] 甘海宏. 机械手抓取力对人肢体的生物力学影响研究[D]. 济南: 山东大学, 2019.
- [8] 李欣. 人体与山棕床垫间的力学分析[D]. 广州: 暨南大学, 2018.
- [9] OGDEN R W. Large Deformation Isotropic Elasticity: On the Correlation of Theory and Experiment for Compressible Rubberlike Solids[J]. Proceedings of the Royal Society A Mathematical Physical & Engineering Sciences, 1972, 326: 565-584.
- [10] RIVLIN R S. Large Elastic Deformations of Isotropic Materials[J]. Proceedings of the Royal Society of London, 1949, 195(1043): 463-473.
- [11] YEOH O H. Some Forms of the Strain Energy Function for Rubber[J]. Rubber Chemistry and Technology, 1993, 66(5): 754-771.
- [12] 王礼立, 任辉启, 虞吉林, 等. 非线性应力波传播理论的发展及应用[J]. 固体力学学报, 2013, 34(3): 217-240.
- [13] 朱兆祥, 徐大本, 王礼立. 环氧树脂在高应变率下的热粘弹性本构方程和时温等效性[J]. 宁波大学学报(教育科学版), 1988(1): 58-68.
- [14] 王礼立. 爆炸/冲击动力学学习研究中的若干疑惑[J]. 爆炸与冲击, 2021, 41(1): 2-10.
- [15] 雷经发, 许孟, 刘涛, 等. 聚氯乙烯弹性体静动态力学性能及本构模型[J]. 爆炸与冲击, 2020, 40(10): 63-70.
- [16] 王志超. 猪皮生物材料的力学特性研究[D]. 宁波: 宁波大学, 2014.
- [17] 王宝珍. 肌肉类软组织动态力学性能研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2009.