 DOI: https://doi.org/10.12349/iser.v6i10.7908

Design of Oriented Molding Die for Ultra-high Molecular Weight Polyethylene Based on Pulse Waveform Vibration Pressure

Jianan Li Songxi Hu* Zhengjie Xiao Dongyang Pan Chenhong Jiang

School of Intelligent Engineering Shaoguan University, Shaoguan, Guangdong, 512005, China

Abstract

Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) products are widely used in biomedical fields as artificial joints. UHMWPE artificial joints are subjected to different forms of stress during use, resulting in fatigue, wear, and even fracture. In order to predict the failure of UHMWPE artificial joints under complex stresses, it is most important to have an accurate and efficient constitutive model to describe the response of UHMWPE in arbitrary deformation history. In this paper, the advantages and limitations of several commonly used constitutive models for UHMWPE are analyzed and listed. By comparing the ability of J2, AB, HB, BB, HM and other models to predict and describe the mechanical behavior of UHMWPE products, the most effective model for predicting the mechanical behavior of UHMWPE joints is obtained.

Keywords

ultra-high molecular weight polyethylene; artificial joint; constitutive model; forecast

几种应用于超高分子量聚乙烯人造关节的本构模型对比探讨

李佳南 胡松喜 * 肖正杰 潘东扬 江晨虹

韶关学院智能工程学院，中国 · 广东 韶关 512005

摘 要

超高分子量聚乙烯（UHMWPE）制品作为人工关节被广泛应用于生物医学领域。UHMWPE人工关节在使用过程中受到不同形态的应力作用，导致出现疲劳、磨损，甚至是断裂等行为。为了预测UHMWPE人工关节在复杂应力下的破坏情况，最重要的是有一个准确和有效的本构模型来描述UHMWPE在任意变形历史中的响应。本文分析并列出几种UHMWPE常用的本构模型的优点和局限性，通过对比J_2、AB、HB、BB、HM等模型预测、描述UHMWPE制品力学行为的能力，得出预测UHMWPE关节力学行为的最有效模型。

关键词

超高分子量聚乙烯；人工关节；本构模型；预测

【基金项目】广东省基础与应用基础研究基金（项目编号：2025A1515012994、2024A1515011701）；韶关学院2025年度国家级大学生创新创业训练计划项目“脉振压力作用强制超高分子量聚乙烯（UHMWPE）取向的模压成型模具设计”（项目编号：202510576003）；韶关学院博士科研启动费项目（项目编号：440-9900064702）。

【作者简介】李佳南（2004），女，中国河南周口人，在读本科，从事机械设计制造及其自动化研究。

【通讯作者】胡松喜（1983-），男，中国福建诏安人，硕士，副教授，从事超高分子量聚合物高效模压成型装备设计及其过程控制研究。

0 引言

超高分子量聚乙烯 (UHMWPE) 制品具有优异的耐磨性、抗疲劳性、生物适应性等特点，被广泛应用于承载的人造关节 [1,2]。UHMWPE 的弹性性能、塑性变形抗力、失效应力应变、疲劳行为和耐磨性决定着 UHMWPE 关节的服役寿命，而这些材料力学特性通常与材料内在结构的机械响应存在着内在关联，这种关联关系被称为本构模型 [3]。为了提高 UHMWPE 人工关节的力学性能并延长其使用寿命，最重要的是有一个准确和有效的本构模型来描述 UHMWPE 在任意变形历史中的响应。在小应变下半结晶聚合物材料的响应是线性弹性的；随着变形的增加，在材料延展阻力最低的位置开始出现局部屈服，并且延展阻力在晶态和非晶态区域发

生变化并变得更均匀；最后，在大变形时，受载的分子链被拉伸和排列使响应不断加强，直至最终失效 [4]。因此，一个准确稳定的 UHMWPE 本构模型必须考虑其变形历史的力学行为，以期预测材料的疲劳、断裂和磨损响应。

目前，使用有限元模拟 UHMWPE 组件需要确定三类信息：组件的几何形状、载荷；边界条件；材料本构模型的表示形式 [3, 4]。其中，选择和优化材料本构模型是最重要和最具挑战性的。

1.J_2– 塑性理论

将材料的物理行为纳入本构模型的例子是 J_2- 塑性理论，是与速率无关的各向同性硬化的经典金属塑性理论。金属塑性理论基于 MISES 屈服面和相关的流动规则，是与速率无关的各向同性硬化；金属塑性流动是位错运动的结果，由剪应力驱动的，并且对静水压力不敏感，其结果之一是金属在塑性变形过程中几乎不可压缩。基于此，它能够捕捉到材料的基本物理，并有很好的预测能力；从单轴变形数据中可以得到用于预测任意变形状态下行为所需的材料参数；因此，金属塑性流动是由剪应力驱动形成的位错运动结果，其结果之一是金属在塑性变形过程中几乎不可压缩 [5, 6]。总之，从单轴变形数据中可以得到用于预测任意变形状态下行为所需的材料参数。

但对于物理变形机理与金属不同的聚合物材料，当施加复杂的加载条件时，J_2- 塑性模型的表现往往很差。例如，在玻璃态时，非晶态聚合物受到的变形抗力是由热激活分子链段重排 [7](主要对应小应变到中等应变时的塑性行为) 和聚合物链排列所致取向诱导应变硬化 [8](主要对应大应变时的变形抗力) 组合决定的。

研究结果表明，J_2- 塑性本构模型用于描述 UHMWPE 在任意变形的响应，对于小应变和大应变实验数据的预测结果较好，但由于 J_2- 塑性模型不考虑应变率效应，所以难以准确预测或接近中间应变实验数据；对于循环数据，预测不佳的原因是卸载坡面在应变逆转后的逐渐变化，J_2- 塑性模型无法捕获其特征。

2 AB 模型

Arruda 和 Boyce 等人 [9-11] 建立 AB 模型，预测玻璃态聚合物大应变、时间和温度的依赖响应。通常情况下，这类材料在逐渐增加的载荷作用下，初始表现为线性弹性响应，随后屈服，然后在大变形下应变硬化。在 AB 模型框架中，将总变形梯度分解为弹性和塑性分量，如图 1 所示，$F=F_eF_p$，可理解为一个弹性网络 (E) 和一个塑性网络 (P) 的串联网络 [9]。

研究结果表明，AB 本构模型既能预测 UHMWPE 样品的小应变，又能预测大应变单调荷载，也能较好地预测了不同应变率下的单调载荷中间应变的行为。但是即使 AB 本构模型对于循环应变数据的预测比 J_2- 塑性模型的预测效果要好，但其预测的质量还是比较粗糙。

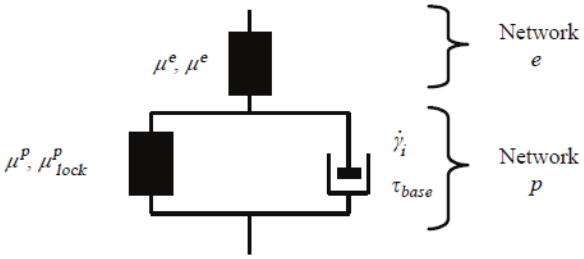


图 1 AB 模型框架示意图 [9]

3 HB 模型

HB 模型是 AB 模型的扩展，是基于相同的运动学框架的。这两个模型的主要区别在于，在 HB 方法中，活化能的分布和演化被纳入塑性变形速率的大小表达式中，其塑性变形速率的表达式如下：

$$\dot{\gamma}^{p} = \dot{\gamma}_0 \int_{-\infty}^{+\infty} \Phi(x) \exp\left[\frac{\tau - x}{\tau_{base}}\right] dx \qquad (1)$$

其中函数 $\Phi(x)$ 可以解释为非热剪切抗力的概率分布函数，作为应力的函数。

值得注意的是，该方程不像原来的 HB 模型那样直接考虑内能的影响，而是通过活化能的概率分布函数的宽度，隐式地考虑内能。在获得方程时所使用的简化使所提出的模型比原来的 HB- 模型更易于使用和计算效率更高，但与原 HB 框架相比，该模型效果较小。研究结果表明，对于 HB 本构模型，与应变率和最终应变无关，能较好的预测在单调载荷下 UHMWPE 样品应力应变情况，也可以很好地预测中间应变率下的响应；此外，HB 本构模型对于循环应变加载情况下的预测行为与 AB 模型相同。

4 BB 模型

Bergström 和 Boyce 等人建立 BB 模型，用于预测交联聚合物在玻璃化温度以上的时间依赖性和迟滞现象，即材料处在弹性体状态。虽然 UHMWPE 不是一种弹性体材料，但这个模型仍然可以预测 UHMWPE 的行为。这是因为 UHMWPE 其玻璃化转变温度为 -80 ℃，远低于室温，室温下符合弹性体行为。

BB 模型的基本理论是物质响应取决于两个相互作用的网络：第一个网络对应平衡响应，第二个网络对应于与平衡状态相关的时间偏差。模型原理图如图 2 所示，网络 A 是一种“理想网络”，可以用任何基于超弹性的经典模型来模拟，而网络 B 是由一个与时间相关单元（粘壶）串联而成的理想网络，其中粘壶的作用是随着时间的推移释放理想网络上的应变，并捕捉实验研究中观察到的特性。网络 A 的弹簧元件采用的是八链模型建模，网络 B 的弹簧元件用一个新的胡克超弹性模型来建模，而时间相关的元件则是用爬行激活来表示。

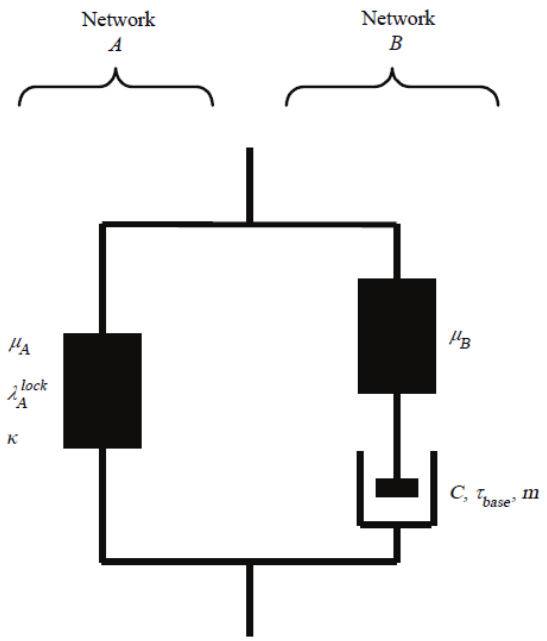


图 2 BB 模型流变示意图

研究结果表明，对于 BB 本构模型，在所有测试情况下，UHMWPE 样品参数 C 的最优值是 0；在单调和循环荷载条件下，结果预测的准确程度与 AB 模型相当接近。

5 HM 模型

通常情况下，在小应变作用时，施加的变形将定位于非晶相，而片层晶体将保持相对未变形；在较大应变下，微观结构由随机取向的片状结构转变为具有晶态和非晶层交替的取向更强的结构。对于半晶聚合物来说，由于施加变形而产生的形态变化难以量化。因此，将微结构从概念上均匀化为一个相，其内部微机械状态作为施加变形的函数来跟踪。用于此操作的运动学框架与 AB 和 HB 模型相似，因为施加的变形梯度被分解为弹性和塑性部份，如图 3 所示，网络 e 对应弹性响应，网络 p 对应粘塑性响应。

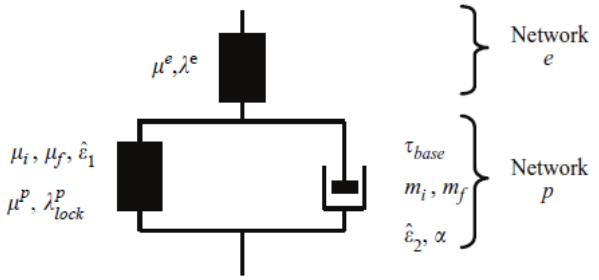


图 3 混合模型流变示意图

为了考虑活化能的演化和分布，该模型提出了一种比 HB 模型更直接的方法，即通过幂律关系，而不是用微分方程来描述控制活化能分布的内部状态变量的演化，而是直接将这种格式的影响纳入塑性流量的表达式中。当驱动剪应力为零，流动速率为零。

6 结语

本文所列举的 J_2- 塑性模型、AB 模型、HB 模型、BB 模型和 HM 模型等五种材料模型均适用于描述在一种固定应变速率下 UHMWPE 单调加载时力学行为。在预测不同应变率下的力学行为时，J_2- 塑性模型与应变率无关，无法准确预测聚合物材料的应力应变行为；相对而言，模型 AB，HB 和 BB 则提供了更好的循环加载行为预测；AB 模型、HB 模型、BB 模型和 HM 模型预测的准确程度差异小，但 HB 模型和 HM 模型本身更为复杂。因此，应根据应用情况，选择其中一种更简单的理论（例如 AB 或 BB）就可对 UHMWPE 力学行为进行充分描述。

参考文献

[1] Kurtz S M, Muratoglu O K, Evans M, et al. Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty[J]. Biomaterials, 1999, 20(18):1659-1688.

[2] Dannenmaier W C, Haynes D W, Nelson C L. Granulomatous reaction and cystic bony destruction associated with high wear rate in a total knee prosthesis[J]. Clinical Orthopaedics & Related Research, 1985, 198:224-230.

[3] Kurtz S M, Ph. D. The UHMWPE Handbook[M]. 2004.

[4] Bartel D L, Rawlinson J J, Burstein A H, et al. Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements[J]. Clin Orthop Relat Res, 1995, 317:76-82.

[5] Kurtz S M, Rimnac C M, Santner T J, et al. Exponential model for the tensile true stress-strain behavior of as-irradiated and oxidatively degraded ultra high molecular weight polyethylene[J]. Journal of Orthopaedic Research Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 1996, 14(5):755-766.

[6] Estupiñán J A, Bartel D L, Wright T M. Residual stresses in ultra-high molecular weight polyethylene loaded cyclically by a rigid moving indenter in nonconforming geometries[J]. Journal of Orthopaedic Research Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 2010, 16(1):80-92.

[7] Argon AS. A theory for the low temperature plastic deformation of glassy polymers[J]. Philos Mag, 1973, 28:839-65.

[8] Haward RN. Physics of glassy polymers[M]. 1973.

[9] Arruda E M, Boyce M C. Evolution of plastic anisotropy in amorphous polymers during finite straining[J]. International Journal of Plasticity, 1993, 9(6):697-720.

[10] Boyce M E, Argon A S, Parks D M. Mechanical properties of compliant composite particles effective in toughening glassy polymers[J]. Polymer, 1987, 28(10):1680-1694.

[11] Boyce M C, Parks D M, Argon A S. Large inelastic deformation of glassy polymers. part I: rate dependent constitutive model[J]. Mechanics of Materials, 1988, 7(1):15-33.