

文章编号: 1004-7220(2024)05-0846-07

# 利用随机有限元法模拟聚合物血管支架降解过程

牛文娟, 周鹏, 王强

(西安建筑科技大学 冶金工程学院, 陕西省冶金工程技术研究中心, 西安 710055)

**摘要:**目的 针对生物可降解血管支架植入后产生的晚期支柱血栓问题, 建立随机有限元模型, 从分子量和应力角度对聚合物血管支架降解过程进行生物力学分析。方法 建立以聚乳酸(poly lactic acid, PLA) 高分子材料为例的可降解血管支架降解过程的数学模型, 利用 COMSOL 软件将数学模型导入并完成有限元模型的构建; 对有限元模型进行随机化处理, 分析不同随机参数和标准差对分子量的影响以及降解过程中的应力分布。结果 可降解聚合物血管支架在人体的降解过程中, 随机变量  $M_{n0}$  和 8% 标准差对分子量分布的影响最为显著; 参数随机化会导致聚合物血管支架降解过程中断裂强度的分布范围更广, 最小值更低。结论 聚合物血管支架材料中分子量分布的不均匀性导致支架不同位置上的力学性能差异, 进而引起材料内部的应力集中现象, 最终导致支架在降解过程中发生非均匀破碎, 成为后期支架血栓形成的决定性因素。研究结果为下一代可降解血管支架设计提供理论指导。

**关键词:** 可降解聚合物血管支架; 降解模型; 非均匀破碎; 分子量; 应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.05.008

## Simulation of Degradation Process of Polymer Vascular Stent Using the Stochastic Finite Element Method

NIU Wenjuan, ZHOU Peng, WANG Qiang

(Shaanxi Metallurgical Engineering and Technology Research Center, School of Metallurgical Engineering, Xi'an University of Architecture and Technology, Xi'an 710055, China)

**Abstract: Objective** To address the problem of late strut thrombosis generated after the implantation of biodegradable vascular stents, a stochastic finite element model was established to perform biomechanical analysis on the degradation process of polymer vascular stent from the perspectives of molecular weight and stress. **Methods** A mathematical model of the degradation process of biodegradable vascular scaffolds using poly lactic acid (PLA) was established and the mathematical model was imported, and a finite element model was constructed using COMSOL software. The model was stochastically used to analyze the effects on molecular weight and stress distribution in the degradation process under different stochastic parameters and standard deviations. **Results** During the degradation process of degradable polymer vascular scaffolds in human body, the random variables  $M_{n0}$  and 8% standard deviation had the most significant effects on the distribution of molecular weights; randomization of the parameters led to a wider distribution range of the fracture strength during the degradation process of polymer vascular scaffolds, and the minimum value of fracture strength was lower. **Conclusions** The inhomogeneity of molecular weight distribution in polymer vascular stent materials leads to differences in mechanical properties at different locations of the stent, which in turn causes stress concentration within the material, ultimately leading to non-uniform fragmentation of the stent during degradation, which becomes a determining factor for stent thrombosis in later stages. This study provides theoretical guidance for designing next-generation biodegradable vascular stents.

**Key words:** degradable polymer vascular stent; degradation modeling; non-uniform fragmentation; molecular weight; stress

血管支架在治疗心血管狭窄率疾病方面的应用已有 40 多年的历史。最初的裸金属支架 (baremetal stent, BMS) 虽能快速恢复血管通畅,但长期存在于体内可能导致内皮损伤、增殖和再狭窄<sup>[1]</sup>。为克服这一问题,以聚乳酸 (poly lactic acid, PLA) 高分子材料为代表的生物可降解血管支架 (biodegradable polymer vascular stents, BVS) 出现,旨在恢复血管生理功能后的一段时间内发生降解并被代谢排出体外,减少异物反应和再狭窄问题。然而,长期的临床应用发现 BVS 存在晚期支架血栓 (late stent thrombosis, LST) 增加的风险,主要与支架降解过程中的随机断裂破碎有关<sup>[2-5]</sup>。为了减少并防止该事件的出现,研究其形成机制至关重要。

计算机模拟血管支架的降解行为解决了实验和临床测试存在的周期长和费用高等问题,近年来被广泛采用<sup>[6-8]</sup>。针对 BVS 的降解过程,英国莱斯特大学 Pan<sup>[9]</sup> 研究团队提出了一系列可降解医用材料的降解模型。本文作者在前期的研究工作中,与 Pan 团队合作建立了可以预测聚合物材料水解与溶蚀的有限元模型<sup>[10]</sup>。然而,现有模型并不能解释 BVS 随机断裂破碎产生的原因。需要注意的是,随机断裂破碎并非材料的整体问题,而是发生在某些局部区域的事件。因此,对材料降解过程中力学性能的变化及空间分布进行深入研究变得尤为重要。

高分子材料的力学性能 (如弹性模量、屈服强度、断裂韧性) 受聚合物链的多分散性影响,分子量较高的区域通常具有更高的强度和韧性,反之则脆性增加,强度和耐久性降低<sup>[11-12]</sup>。本文以分子量为研究对象,引入随机因素,建立 BVS 降解过程的随机模型,并分析 BVS 降解过程中分子量随时间的变化规律,以及分子量与应力的空间分布。研究结果为深入理解 BVS 晚期支架血栓的形成,优化聚合物材料的制备工艺,及新型 BVS 的开发提供了理论依据。

## 1 模型和方法

### 1.1 数学模型建立

本文建立的数学模型综合考虑了聚合物水解、扩散和后期的溶蚀反应。该数学模型求解的 3 个因变量包括  $R_s$  (水解反应产生的聚合物断链的摩尔浓度)、 $C_{ol}$  (聚合物短链的摩尔浓度)、 $S$  (聚合物中被溶蚀部分的体积分数)。聚合物的降解速率可以

表示为:

$$\frac{dR_s}{dt} = C_{e0} \left[ 1 - a \left( \frac{R_s}{C_{e0}} \right)^\beta \right] [k_1 + k_2 (C_{ol})^{0.5}] \quad (1)$$

式中:  $C_{e0}$  为聚合物降解开始时无定形相中酯键的摩尔浓度;  $a$  和  $\beta$  为常数,表示聚合物链断裂 (随机或末端断裂) 的性质;  $k_1$  和  $k_2$  分别为非催化水解和自催化水解的反应速率常数。

短链的浓度  $C_{ol}$  求解如下:

$$\frac{dC_{ol}}{dt} = \frac{dR_{ol}}{dt} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left( D \frac{\partial C_{ol}}{\partial x_i} \right) \quad (2)$$

式(2)右边第 1 项表示聚合物水解产生短链的速率,  $R_{ol}$  为所有短链酯键的摩尔浓度:

$$R_{ol} = a C_{e0} (R_s / C_{e0})^\beta \quad (3)$$

式(2)的第 2 项为 Fickian 扩散,其中  $D$  为短链在聚合物体内的扩散系数。

体积溶蚀指数  $S$  随时间的变化可表示为:

$$\frac{dS}{dt} = k_3 S_0 (1 - S) \quad (4)$$

式中:  $k_3$  为溶蚀速率,单位为  $1/t$ ;  $S_0$  为一个给定函数,当聚合物分子量  $M_n$  接近临界分子量  $M_{n,cr}$  时,

$$S_0 = [1 + e^{\delta(M_n - M_{n,cr})/M_{n0}}]^{-1} \quad (5)$$

式中:  $M_{n0}$  为初始分子量;  $\delta$  为无因次数值常数。式(5)表示当  $M_n$  趋于  $M_{n,cr}$  时,其值从 0 变化到 1 的 S 形函数。当溶蚀发生时,短链酯键的摩尔浓度由水解控制转变为由溶蚀控制,因此,式(3)应修改为:

$$R_{ol} = a C_{e0} (R_s / C_{e0})^\beta + C_{e0} S \quad (6)$$

式(2)的扩散系数  $D$  也受到溶蚀指数  $S$  的影响,其关系为:

$$D = D_{ol} + D_{pore} S \quad (7)$$

式中:  $D_{ol}$  为短链在聚合物中的扩散系数;  $D_{pore}$  为短链在液态填充相中的扩散系数。  $D_{ol}$  可表示为:

$$D_{ol} = D_{ol0} + (1.3 V_{pore}^2 - 0.3 V_{pore}^3) (D_{pore} - D_{ol0}) \quad (8)$$

式中:  $D_{ol0}$  为短链在未降解聚合物中的扩散系数;  $V_{pore}$  为短链扩散出后聚合物的孔隙度,计算式为:

$$V_{pore} = \frac{a C_{e0} (R_s / C_{e0})^\beta - C_{ol}}{C_{e0}} \quad (9)$$

短链的扩散和聚合物溶蚀会导致质量损失,可以通过以下体积积分计算:

Mass loss =

$$\frac{1}{V} \int_{\text{volume}} \frac{aC_{e0}(R_s/C_{e0})^\beta + C_{e0}S - C_{ol}}{C_{e0}} dV \quad (10)$$

聚合物的平均分子量可表示为:

$$M_n = \frac{M_{n0}}{1 + N_{dp0}(R_s/C_{e0})} \quad (11)$$

式中:  $M_{n0}$  和  $N_{dp0}$  分别为初始分子量和聚合度。

研究发现,聚合物的弹性模量随着分子量减小而降低<sup>[13-15]</sup>。为了将力学性能与分子量联系起来,本文采用了 Chen<sup>[16]</sup> 简化的有效空腔理论,拟合得到了弹性模量  $E$  与断链量  $R_s$  的关系数学模型,用来构建随机降解-力学耦合模型。其数学表达式如下:

$$E = E_0 e^{(-0.02R_s)} \quad (12)$$

式中:  $E_0$  为初始弹性模量。

根据 Flory 的力学性能与分子量的关系理论<sup>[17]</sup>,拟合得到断裂强度  $N$  与平均分子量  $M_n$  的关系数学模型,其数学表达式如下:

$$N = N_0 - B_1/M_n \quad (13)$$

式中:  $N_0$  为材料降解前的强度<sup>[18]</sup>;  $B_1$  为常数。

模型中参数的取值均是通过实验测得或数据拟合获得<sup>[10,19]</sup>,其具体取值如表 1 所示。

表 1 BVS 有限元模型所需的参数

Tab. 1 Parameters used in BVS finite element model

参数	数值	参数	数值
$M_{n0}/\text{Da}$	$1.02 \times 10^5$	$M_{n,cr}/\text{Da}$	$2 \times 10^4$
$\alpha$	28	$\beta$	2
$C_{e0}/(\text{mol} \cdot \text{m}^{-3})$	$1.73 \times 10^4$	$k_1/\text{周}^{-1}$	$9.5 \times 10^{-6}$
$k_2/\text{周}^{-1}$	$2.6 \times 10^{-6}$	$k_3/\text{周}^{-1}$	0.079 67
$N_{dp0}$	1 417	$B_1$	$1.2 \times 10^{11}$
$E_0/\text{GPa}$	3	$N_0/\text{MPa}$	59.8
$t$	0.2	$d$	18.7
$\delta$	19	$w$	0.176
$D_{o0}/(\text{m}^2 \cdot \text{周}^{-1})$	$10^{-13}$	$D_{\text{pore}}/(\text{m}^2 \cdot \text{周}^{-1})$	$10^{-10}$

## 1.2 几何模型构建

本文所使用的几何模型是根据聚乳酸冠脉支架 Absorb BVS 几何形貌建立的(见图 1)。该模型为整个支架的代表单元,可以有效地提高计算效率,更好地控制材料属性和边界条件。

## 1.3 模拟方法

建立随机降解模型,在不同随机参数下对 BVS

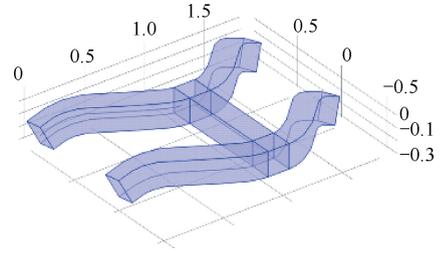


图 1 BVS 有限元模型(mm)

Fig. 1 Finite element model of BVS

降解过程中分子量的变化规律和空间分布展开研究;结合力学模块建立随机降解-力学耦合模型,对 BVS 应力的空间分布进行研究。

随机降解模型是在前期建立的数学模型<sup>[12]</sup>基础上,将材料的参数变量进行随机化处理。其主要思路是将降解参数设定为随机函数,该函数需要考虑随机方式的选取,根据相关研究实验数据<sup>[14]</sup>的分布特点,本文选择正态分布的随机方式,默认函数名为 `rand`。要将其赋予到有限元几何模型中,随机函数将根据空间坐标值生成 1 个相应的随机样本。然后根据随机样本的数量将几何模型均匀地划分为相同数量的等块区域,每个随机样本被赋予到其中一块区域中,最后在每个区域内使用有限元进行求解。模型的计算使用的是 COMSOL 的一般偏微分方程接口。初始条件是在  $t=0$  时,  $R_s=0$ ,  $C_{ol}=0$ ,  $S=0$ 。增设狄利克雷边界条件,设植入物和周围介质的界面处  $C_{ol}=0$ 。材料设置为 PLA。使用随时间变化的瞬态求解器,时间选择为 0~180 s,对应支架在生物体内降解 180 周的演变过程。

随机降解-力学耦合模型的构建使用 COMSOL 软件的多模块耦合功能,在偏微分方程模块基础上再选取力学模块的固体力学接口,在变量中添加弹性模量  $E$  的计算方程(12)和断裂强度的计算方程(13),将力学性能和分子量联系起来,固体力学模块选取其连接面为对称边界条件,边界载荷设置为 0.2 MPa 径向压力。求解器同样选择为随时间变化的瞬态求解器,主要探究降解过程中材料内应力的空间分布。

## 2 结果和分析

### 2.1 不同参数随机化对分子量的影响

对于生物可降解聚合物在体内的降解过程<sup>[20]</sup>,

最开始是水穿透聚合物,优先攻击无定形相中的酯键,将长链转化为短的水溶性碎片。一旦分子量减小到聚合物可溶于水的临界水平,就会出现溶蚀,被溶蚀材料释放到周围介质中,会导致大量的质量损失。前期研究发现,材料降解至80周时质量损失会明显增加<sup>[12]</sup>,说明此时材料内部已经发生溶蚀反应。本文目的是研究不同参数对分子量分布的影响及导致随机破碎的原因,故选取溶蚀反应发生

前(80周前)作为主要研究对象。降解过程中主要涉及的动力学参数分别为:代表水解的参数 $k_1$ 和 $k_2$ ,代表扩散的参数 $D_{ol0}$ 和 $D_{pore}$ ( $D_{pore}$ 与 $D_{ol0}$ 呈倍数关系,仅对其中一项进行研究),代表溶蚀的参数 $k_3$ 以及初始分子量 $M_{n0}$ 。因此,本文对上述5个参数 $k_1$ 、 $k_2$ 、 $M_{n0}$ 、 $D_{ol0}$ 、 $k_3$ 分别进行随机化设置并在随机模型中求解,标准差均设置为均值的8%,求解后BVS在不同随机参数下载面上的分子量分布如图2所示。

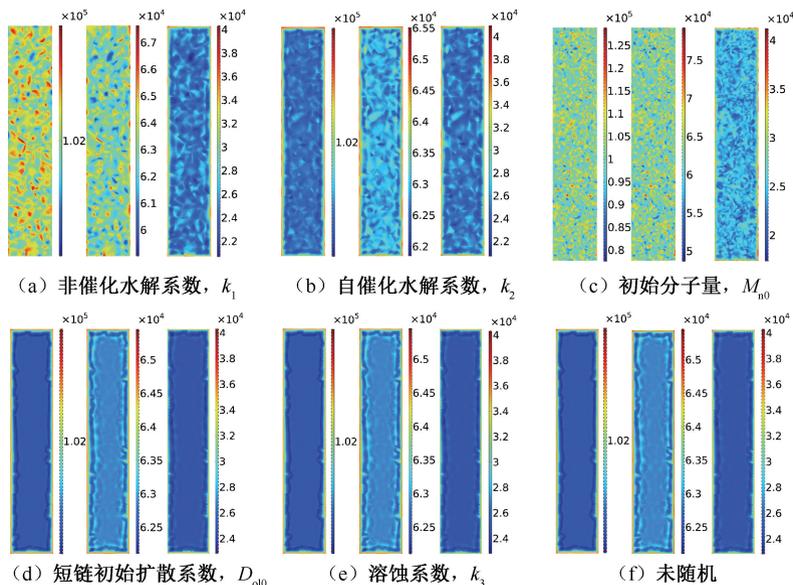


图2 不同随机参数下载面上分子量 $M_n$ 分布

Fig. 2 Distribution of molecular weight  $M_n$  on the cross section at 0, 40, and 80 weeks with different stochastic parameters (a)  $k_1$ , (b)  $k_2$ , (c)  $M_{n0}$ , (d)  $D_{ol0}$ , (e)  $k_3$ , (f) Not random

注:任一参数下从左往右分别为0,40,80周的分子量分布。

为了比较图2中不同参数下 $M_n$ 随机分布的程度,本文引入离散系数的概念,离散系数越大,说明数据分布越不均匀。图3(a)为不同参数随机化后BVS平均分子量随时间的变化曲线,并与非随机模型预测值和实验数据<sup>[21]</sup>进行对比。图3(c)为BVS发生溶蚀前不同参数随机化后离散系数随时间的变化曲线。可以看出,即使参数随机化对平均分子量没有影响,但对于分子量分布的影响并不一致。 $D_{ol0}$ 和 $k_3$ 是否设置为随机参数对分子量的分布并没有明显影响,而 $M_{n0}$ 、 $k_1$ 和 $k_2$ 设置为随机参数后,BVS截面不同位置上的分子量均出现随机分布状态,随着时间增加离散系数不断扩大,说明分子量分布的不均匀性越来越

明显。其中,随机变量 $M_{n0}$ 在所研究的时间范围内,对分子量分布的影响最为显著。分子量的高低会导致材料内部性能的差异,在相同的外力下,材料更容易在薄弱区域发生失效,导致BVS发生随机断裂破碎。

## 2.2 不同标准差下对分子量的影响

标准差是正态分布的一个重要参数,标准差越大,代表着高分子聚合物材料性能的不确定性和变异性也就越大。从2.1节中已得出,初始分子量 $M_{n0}$ 是最有可能导致其降解过程中发生随机破碎的参数。因此,选取该参数为研究对象,均值设置为102 000,选取4组标准差(均值8%、2%、0.5%和0.125%)作为对比,研究标准差对分子量分布的影响。

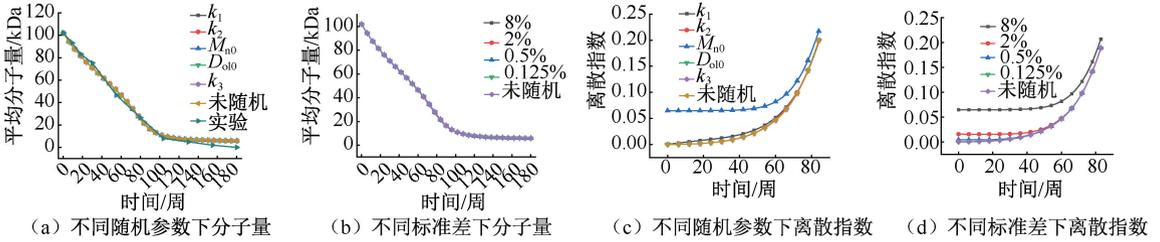


图 3 支架平均分子量和离散指数随时间变化曲线

Fig. 3 Curves of average molecular weight and dispersion index of scaffolds with time (a) Molecular weight under different stochastic parameters, (b) Molecular weight under different standard deviations, (c) Dispersion index under different stochastic parameters, (d) Dispersion index under different standard deviations

由图 4 可见,随机模型选取 8%、2% 和 0.5% 不同标准差时,其 BVS 截面在 0 周时已呈现出分子量随机分布的状态。随着时间推移,所有的随机态都会向非随机态转化,标准差越大,所需的转化时间越长。根据图 3(d) 中所计算的离散系数可知:标准差越大,离散系数也越高,即  $M_n$  的分布越不均匀。这种随机分布的状态一直持续到 60 周,之后所有曲线的离散系数均大幅升高,说明此时材料已经开

始发生溶蚀,中心分子量降低的速率比边缘快得多,此时离散系数快速增加的原因已经从随机分布转化成溶蚀导致的分子量非均匀分布了。因此,选取不同的标准差只会对分子量的分布状态产生影响,而对平均分子量的变化并无影响[见图 3(b)]。标准差越大,BVS 内分子量的随机分布越明显,降解至非随机态所需时间越长,这将导致 BVS 在降解过程中更容易发生随机破碎。

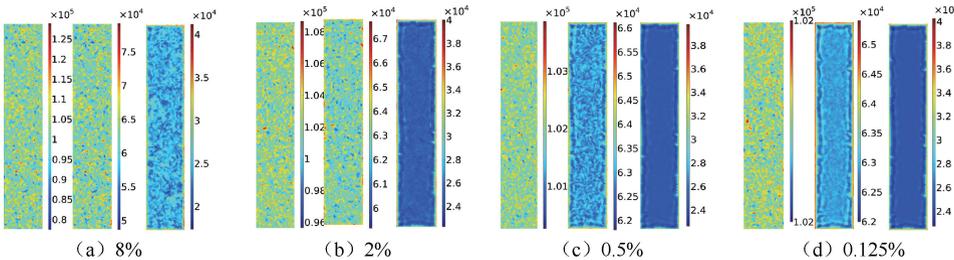


图 4 不同标准差下载面上分子量  $M_n$  分布

Fig. 4 Distribution of molecular weight  $M_n$  in cross section with different standard deviation

(a) 8%, (b) 2%, (c) 0.5%, (d) 0.125%

注:任一标准差下从左往右分别为 0、40、80 周的分分子量分布。

### 2.3 BVS 降解过程中的应力分析

基于 2.1 节和 2.2 节中的结果,在本节中设置参数  $M_{n0}$  均值为 102 000,标准差为均值的 8%,分析 80 周时分子量与强度的分布以及材料的受力情况。同时,与非随机模型进行对比(见图 5)。

由 BVS 模型的三维平均分子量  $M_n$  分布可见,  $M_{n0}$  在随机化以后,80 周时,BVS 内分子量呈现出随机分布的特征,最大分子量与最小分子量相差 2.8 倍。材料的断裂强度与分子量的分布具有相同的特点,材料表面的强度明显高于材料内部的强度值。而 von Mises 等效应力分布则不受  $M_n$  的影响,

只与材料的几何形貌有关。随着时间增加,von Mises 等效应力增加,而强度却逐渐减小,当局部应力高于其强度时,材料就会发生随机断裂。

相较之下,参数未随机化时分子量、断裂强度和 von Mises 等效应力均未表现出随机分布的特征,只与材料的尺寸与几何结构有关。分子量与断裂强度的分布保持一致,其值从边缘到中心逐渐递减。参数随机化后断裂强度的分布范围更广,最小值也比非随机时要低。而 von Mises 等效应力则不受参数随机化的影响,两者的大小和分布完全一致。由此可见,参数随机分布是导致材料中分子量

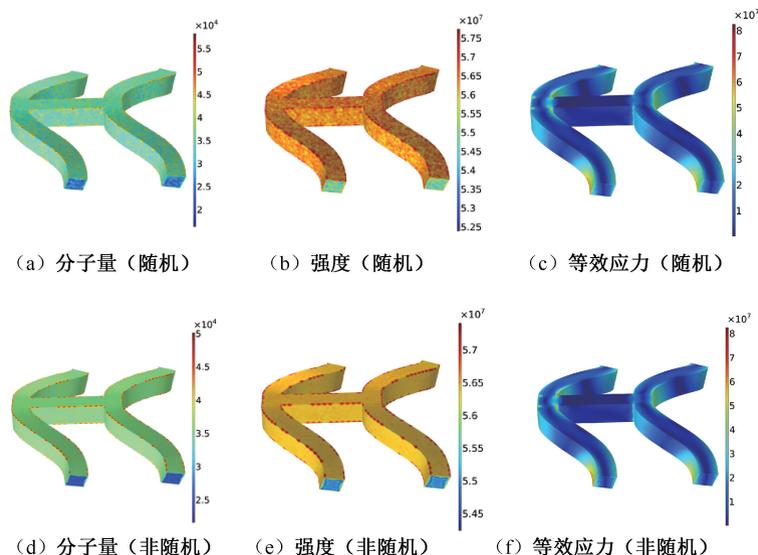


图5  $M_{n0}$  设置为常量和随机化时 BVS 降解至 80 周时材料内部应力分布

Fig. 5 Stress distributions within the material when  $M_{n0}$  is set as a constant with the random stress distribution of the BVS degradation over 80 weeks (a) Molecular weight (random), (b) Intensity (random), (c) Equivalent force (random), (d) Molecular weight (not random), (e) Intensity (not random), (f) Equivalent force (not random)

随机分布的决定性因素,进而导致强度的随机分布和支架的随机破碎,最终引起支架血栓的形成。参数的随机性实际代表的是材料本身的随机性,要想避免支架血栓的形成,就必须保证高分子聚合物材料本身成分均匀、结构稳定。

### 3 讨论

目前,针对血管支架的有限元力学分析越来越普遍,使用的数学模型通常基于线弹性关系构建本构方程。然而,对于可降解血管支架需要充分考虑血管支架的降解过程与力学性能之间的复杂关系,才能更加准确进行血管支架的受力分析。研究发现,多物理场耦合模拟已经在材料的力学分析中得到广泛使用<sup>[22]</sup>。因此,本文在考虑聚合物降解过程中的水解、自催化反应引起的尺寸效应、扩散反应、溶蚀等因素进行数学建模的基础上<sup>[10]</sup>,进一步建立了降解过程和力学特性的耦合模型。同时,为考虑材料本身的性能差异进行了随机化处理,将其应用于 COMSOL 有限元软件中进行多物理场的随机耦合有限元分析。

为了更好地描述真实世界的变化规律,本文采取的随机方式为正态随机,对降解过程中的不同随

机参数和标准差展开研究。结果发现,随机化处理导致血管支架分子量和强度发生明显的变化。这种变化将导致血管支架更易产生随机断裂破碎。在设置固定标准差,进行不同参数的分子量研究过程中也将血管支架的平均分子量与实验数据进行了对比,得到了一致的降解趋势,证实了本研究得到的结果是基于实验数据建立的一个合理的预测分析。

对于生物可降解血管支架在人体的降解过程还涉及到细胞生长和组织再生的过程<sup>[23]</sup>,因此本研究所采用的数学模型在后续研究中需要继续不断完善。

### 4 结论

本文通过建立随机降解的有限元模型对不同随机参数下 BVS 降解过程中的分子量变化进行研究,发现初始分子量  $M_{n0}$  对 BVS 分子量分布的影响最为显著。结合力学模块后,利用随机降解-力学耦合模型对 BVS 力学性能进行研究。结果表明,分子量的随机分布导致材料内部强度的随机分布,产生随机破碎并最终增加了支柱血栓的机率。参数的随机性实际代表了材料本身的随机

性,要想避免支架血栓的形成,就必须解决材料本身成分的不均匀和结构的不稳定。本文意义在于通过计算机模拟对血管支架进行参数的随机化研究,为深入理解 BVS 晚期血栓的形成原因,优化聚合物材料的制备工艺,以及新型 BVS 的开发提供理论指导。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**牛文娟负责研究设计、数据分析和审阅论文;周鹏负责实验操作、数据收集和撰写论文;王强负责审阅论文。

### 参考文献:

- [ 1 ] KEREIAKES DJ. The myths of the bare-metal stent [J]. *Jama Cardiol*, 2018, 3(11): 1039-1040.
- [ 2 ] PENG X, QU W, JIA Y, *et al.* Bioresorbable scaffolds: Contemporary status and future directions [J]. *Front Cardiovasc Med*, 2020(7): 589571.
- [ 3 ] ONUMA Y, SERRUYS PW, MURAMATSU T, *et al.* Incidence and imaging outcomes of acute scaffold disruption and late structural discontinuity after implantation of the absorb everolimus-eluting fully bioresorbable vascular scaffold [J]. *JACC Cardiovasc Interv*, 2014, 7(12): 1400-1411.
- [ 4 ] RABER L, BRUGALETTA S, YAMAJI K, *et al.* Very late scaffold thrombosis [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2015, 66(17): 1901-1914.
- [ 5 ] YAMAJI K, UEKI Y, SOUTEYRAND G, *et al.* Mechanisms of very late bioresorbable scaffold thrombosis [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2017, 70(19): 2330-2344.
- [ 6 ] 李红霞, 谭忠, 王锡暘, 等. 考虑尺寸效应的聚合物血管支架力学性能[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(5): 946-952.
- [ 6 ] LI HX, TAN Z, WANG XY, *et al.* Mechanical properties of polymeric vascular stents considering size effect [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(5): 946-952.
- [ 7 ] 申祥, 王炎, 孙鹏, 等. 新型球扩式锥形血管支架的径向支撑力学行为[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(3): 487-492.
- [ 7 ] SHEN X, WANG Y, SUN P, *et al.* Mechanical behavior of radial support of a novel balloon expandable tapered stent [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(3): 487-492.
- [ 8 ] 杨帅星, 张明, 戴向晨, 等. 支架作用下主动脉血管壁应力分析[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 14-21.
- [ 8 ] YANG SX, ZHANG M, DAI XC, *et al.* Stress analysis of aortic vessels under stent graft [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(1): 14-21.
- [ 9 ] PAN J. Modelling degradation of bioresorbable polymeric medical devices [M]. UK: Woodhead Publishing, 2015: 15-69.
- [ 10 ] NIU WJ, PAN J. A model of polymer degradation and erosion for finite element analysis of bioresorbable implants [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020(112): 104022.
- [ 11 ] HONG XY, LIANG ZY, WEI Q, *et al.* Polymer-grafted nanoparticles prepared by surface-initiated polymerization: The characterization of polymer chain conformation, grafting density and polydispersity correlated to the grafting surface curvature [J]. *Phys Chem Chem Phys*, 2013, 15(37): 15356-15364.
- [ 12 ] LIN R, WANG H, KALIKA DS, *et al.* Toughening of impenetrable interfaces by polydisperse tethered polymer chains: Effect of tethered chain length [J]. *J Adhes Sci Technol*, 2012, 10(4): 327-339.
- [ 13 ] MIGLIARESI C, FAMBRI L, COHN D. A study on the *in vitro* degradation of poly(lactic acid) [J]. *J Biomater Sci Polym Ed*, 1994, 5(6): 591-606.
- [ 14 ] TSUJI H. Autocatalytic hydrolysis of amorphous-made polylactides: Effects of l-lactide content, tacticity, and enantiomeric polymer blending [J]. *Polym J*, 2002, 43(6): 1789-1796.
- [ 15 ] TSUJI H, MURAMATSU H. Blends of aliphatic polyesters: V non-enzymatic and enzymatic hydrolysis of blends from hydrophobic poly(l-lactide) and hydrophilic poly(vinyl alcohol) [J]. *Polym Degrad Stabil*, 2001, 71(3): 403-413.
- [ 16 ] CHEN X. Modelling degradation of medical implants made of biodegradable polymers [D]. Leicester: University of Leicester, 2017.
- [ 17 ] DENG M, ZHOU J, CHEN G, *et al.* Effect of load and temperature on *in vitro* degradation of poly(glycolide-co-l-lactide) multifilament braids [J]. *Biomaterials*, 2005, 26(20): 4327-4336.
- [ 18 ] 孙朋. 聚乳酸基生物医用复合材料制备与性能研究[D]. 长春: 长春工业大学, 2019.
- [ 19 ] OTSUKA F, PACHECO E, PERKINS LEL, *et al.* Long-term safety of an everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffold and the cobalt-chromium XIENCE V stent in a porcine coronary artery model [J]. *Circ Cardiovasc Interv*, 2014, 62(3): 330-342.
- [ 20 ] 王梅. 聚合物(医用)腐蚀和降解机理[J]. *国外医学生物医学工程分册*, 1997(3): 49-55.
- [ 21 ] OTSUKA F, PACHECO E, PERKINS LE, *et al.* Tct-810 long-term safety of everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffold versus cobalt-chromium XIENCE V stent in a porcine coronary artery model [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2013, 62(18): 245-246.
- [ 22 ] 徐涛, 宋力. 真实破裂过程分析软件与多物理场耦合软件结构力学模块对比研究[J]. *大连大学学报*, 2007(6): 66-71.
- [ 23 ] 方俊, 李松. 血管组织工程的发展现状和趋势[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(4): 333-339.
- [ 23 ] FANG J, LI S. Advances in vascular tissue engineering [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(4): 333-339.