

文章编号: 1004-7220(2023)05-0946-07

# 考虑尺寸效应的聚合物血管支架力学性能

李红霞, 谭忠, 王锡阳, 史伟良

(大连理工大学 机械工程学院, 辽宁 大连 116082)

**摘要:**目的 研究考虑尺寸效应的聚合物血管支架力学性能,分析支架结构对支架力学性能和支架变形过程中尺寸效应的影响规律,为支架的结构设计提供理论依据。**方法** 建立考虑尺寸效应的聚乳酸的 Cosserat 理论模型,并结合有限元法,通过三点弯曲和平板压获得支架抗弯刚度和径向刚度,进一步分析支架筋厚和筋宽、支撑单元曲率半径和轴向间距对支架径向支撑性能和尺寸效应的影响规律。**结果** 聚合物血管支架在弯曲和压缩过程中均存在明显的尺寸效应现象;支架径向刚度与支撑单元曲率半径和轴向间距均呈负相关,与筋厚和筋宽均呈正相关;支撑单元曲率半径、轴向间距以及支架筋厚和筋宽越小,聚合物血管支架压缩过程中的尺寸效应越大。**结论** 支架的径向支撑性能主要由结构的刚度决定,并受支架变形过程中尺寸效应的影响;支架几何结构的特征尺寸越小、支架弯扭变形的程度越大,则尺寸效应越明显,对支架径向支撑性能的增幅越大。

**关键词:** 可降解聚合血管支架; 尺寸效应; Cosserat 理论; 三点弯曲; 平板压

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2023.05.015

## Mechanical Properties of Polymeric Vascular Stents Considering Size Effect

LI Hongxia, TAN Zhong, WANG Xiyang, SHI Weiliang

(School of Mechanical Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116082, Liaoning, China)

**Abstract: Objective** The mechanical properties of polymeric vascular stents considering size effect were investigated, and the influence laws of stent structure on mechanical properties of the stents and size effects during stent deformation were further analyzed, so as to provide the theoretical basis for structural design of the stents. **Methods** The Cosserat theoretical model of poly lactic acid (PLA) considering size effect was established, and combined with the finite element method, the bending stiffness and radial support stiffness of the stents were obtained by three-point bending and flat plate compression, and the influence laws of rib thickness and rib width of the stents, radius of curvature and axial spacing of the support unit on radial support performance and size effect of the stents were further analyzed. **Results** There was a significant size effect on the polymeric vascular stent during bending and compression. The radial support stiffness of the support unit was negatively correlated with the radius of curvature and axial spacing, and positively correlated with the rib thickness and rib width, and the smaller the radius of curvature and axial spacing of support unit, rib thickness and rib width of the stents, the larger the size effect during compression. **Conclusions** The radial support performance of the stent is mainly determined by the structure stiffness, and affected by the size effect during stent deformation. With smaller characteristic dimensions of the stent geometric structure and greater bending and torsional deformation of the stent, more obvious size effects will be obtained, which leads to a greater increase in radial support performance of the stent.

**Key words:** biodegradable polymeric vascular stent; size effect; Cosserat theory; three-point bending; flat plate compression

收稿日期: 2022-12-08; 修回日期: 2022-12-31

基金项目: 国家自然科学基金项目(11502044, U1906233), 中央高校基本科研业务费(DUT22JC08), 国家重点研发计划(2019YFA0708804)

通信作者: 李红霞, 副教授, E-mail: hxli@dlut.edu.cn

可降解聚合物支架因其具有合适的降解周期、良好的生物相容性,备受关注<sup>[1-2]</sup>。然而,可降解聚合物血管支架的力学性能因受到聚合物材料本质特性的影响相对于金属较弱,相同结构下的聚合物血管支架所能提供的径向支撑力远小于金属支架,难以满足临床需求<sup>[3]</sup>。相关实验和研究表明,当聚合物结构的特征尺寸降到微纳米量级且变形时伴随较大的应变梯度时,其力学行为将表现出明显的增强,该现象被称为尺寸效应<sup>[4-7]</sup>。尺寸效应现象影响支架力学性能的分析,进而影响支架结构的优化设计。

相对于实验方法,有限元方法(finite element method, FEM)利用数学近似去模拟真实工况,能够加快研究进展,节约研究成本。因此,通过FEM对支架相关力学性能进行研究被广泛开展<sup>[8-13]</sup>。Ang等<sup>[8]</sup>通过FEM研究纳米填充基聚乳酸血管支架的扩张过程,发现该新型材料能够明显提升支架的支撑性能。Song等<sup>[9]</sup>通过FEM对比研究发现,一种新型结构的聚丙交酯酸(poly lactic acid, PLA)支架在植入过程中的力学性能得到了显著提高。申祥等<sup>[10]</sup>通过FEM研究了BVS支架设计参数对其径向回弹性能的影响规律,发现支架筋宽和壁厚的增加会降低其回弹率,而波形环高度和波形环曲率半径增加则会提高其回弹率。由现有研究可知,结构设计和材料改性是提高聚合物血管支架力学性能的有效方法<sup>[14]</sup>。然而,相对于材料改性,结构设计只影响支架的力学性能,目标相对单一。探究结构对其力学性能的影响规律是进行支架结构设计的基础<sup>[14-17]</sup>。魏云波等<sup>[14]</sup>通过分析正弦波支撑单元的夹角对其径向支撑性能的影响,提出了不等高支撑环以提升支架的径向支撑性能。周文选等<sup>[15]</sup>基于对称孔结构及非对称孔结构变形能力的研究,发现非对称孔结构在特定方向上能够提高结构刚度,进而提出了一种高径向支撑性能的血管支架。Azaoui等<sup>[16]</sup>研究了不同结构形式的连接单元对支架抗弯刚度的影响,发现非对称N形连接单元支架具有更好的柔顺性。综上所述,通过FEM从材料、结构、加载方式等方面对可降解聚合物血管支架的力学性能进行研究,能够揭示可降解聚合物血管支架的相关力学规律,为其临床发展奠定基础。然而,上述研究均基于经典连续介质理论,没有考虑聚合物微结构尺寸效应对支架变形过程中力学性

能的影响。因此,当前有关聚合物血管支架力学性能研究的理论体系,并不能真实反映支架变形过程中力学性能的变化。

本文首先建立聚乳酸的考虑尺寸效应的Cosserat理论模型,并以BVS支架(BVS1.1, Abbott Vascular公司,美国)为研究对象,分析该款支架在考虑尺寸效应时的抗弯刚度和径向刚度。在此基础上,进一步探究BVS支架正弦波支撑环的关键几何尺寸对其径向刚度和其压缩过程中尺寸效应的影响规律。

## 1 聚乳酸的Cosserat理论模型

相对于经典连续理论不考虑微元体的尺度问题,Cosserat理论把每个材料点都被看作是1个具有一定尺度结构的微元体,除了具有3个平移自由度外,还有3个独立的微观相对转动,故其应变为:

$$\boldsymbol{\varepsilon}^c = [\boldsymbol{\varepsilon} \quad \boldsymbol{\chi}]^T \quad (1)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{33} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{21} & \varepsilon_{23} & \varepsilon_{32} \\ & & \varepsilon_{13} & \varepsilon_{31} & & & \end{Bmatrix}^T \quad (2)$$

$$\boldsymbol{\chi} = \begin{Bmatrix} k_{11}l_1 & k_{22}l_1 & k_{33}l_1 & k_{12}l_b & k_{21}l_b & k_{23}l_b \\ & & & k_{32}l_b & k_{13}l_b & k_{31}l_b \end{Bmatrix}^T \quad (3)$$

式中: $\boldsymbol{\varepsilon}$ 为常规应变; $\boldsymbol{\chi}$ 为独立转动引起的弯扭应变; $k_{11}$ 、 $k_{22}$ 、 $k_{33}$ 为扭转应变; $k_{12}$ 、 $k_{21}$ 、 $k_{23}$ 、 $k_{32}$ 、 $k_{13}$ 、 $k_{31}$ 为弯曲应变。 $l_1$ 和 $l_b$ 分别为扭转特征长度和弯曲特征长度。对于同一种材料,其弯曲和扭转特征长度为定值,取决于材料本身特性。当 $l_1 = l_b = 0$ 时,Cosserat理论退回到经典连续理论。任意微元体的应力为:

$$\boldsymbol{\sigma}^c = [\boldsymbol{\sigma} \quad \boldsymbol{m}]^T \quad (4)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{Bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{22} & \sigma_{33} & \sigma_{12} & \sigma_{21} & \sigma_{23} \\ & & \sigma_{32} & \sigma_{13} & \sigma_{31} & \end{Bmatrix}^T \quad (5)$$

$$\boldsymbol{m} = \begin{Bmatrix} m_{11} & m_{22} & m_{33} & m_{12} & m_{21} & m_{23} \\ & & m_{32} & m_{13} & m_{31} & \end{Bmatrix}^T \quad (6)$$

式中: $\boldsymbol{\sigma}$ 为常规应力; $\boldsymbol{m}$ 为偶应力分量。对于各向同性线弹性材料,其Cosserat本构方程为:

$$\boldsymbol{\sigma}^c = \boldsymbol{D}\boldsymbol{\varepsilon}^c \quad (7)$$

$$\boldsymbol{D} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{D}^{uu} & 0 \\ 0 & \boldsymbol{D}^{oo} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{D}_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \boldsymbol{D}_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \boldsymbol{D}_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \boldsymbol{D}_2 \end{bmatrix} & 0 \\ 0 & \boldsymbol{D}_3 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$D_1 = \begin{bmatrix} \lambda + 2G & \lambda & \lambda \\ \lambda & \lambda + 2G & \lambda \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2G \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$D_2 = \begin{bmatrix} G + G_c & G - G_c \\ G - G_c & G + G_c \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$D_3 = \text{diag}[2GL_b^2 \quad 2GL_b^2 \quad 2GL_b^2 \quad 2GL_t^2 \quad 2GL_t^2 \quad 2GL_t^2 \quad 2GL_t^2 \quad 2GL_t^2] \quad (11)$$

式中： $\lambda$  为拉梅常数； $G$  为剪切弹性模量； $G_c$  为 Cosserat 剪切模量<sup>[18]</sup>。Cosserat 有限微元体通过考虑尺度结构，在其本构模型中引入相关尺度参量，因而能在微观尺度量级上更好地考虑材料因扭转、弯曲、剪切等作用引起的变形，以及失效过程中与剪切应变梯度剧烈变化相关的尺寸效应。

材料的特征长度取决于聚合物材料的微观结构，而不是结构的宏观尺寸，可以通过校正实验得到<sup>[19-20]</sup>。聚乳酸是制造可降解聚合物血管支架的理想材料之一，目前没有关于其 Cosserat 理论特征长度的测量值。在本研究中，聚乳酸的特征长度通过聚乳酸微细管三点弯曲实验校正其基于 Cosserat 理论的有限元模拟得到（所用的有限元程序为自主研发，通过 MATLAB 实现<sup>[21]</sup>）。根据美国材料与试验协会发布的三点弯曲测试标准 F2606-08<sup>[22]</sup>，通过计算机伺服拉压力材料试验机（HD-B609B-S，东莞市海达仪器有限公司）对不同直径的聚合物微细管进行三点弯曲实验[见图 1(a)]；聚乳酸微细管是在真空环境中由聚乳酸原料颗粒（4032D，Natureworks 公司，美国）通过微挤出成型系统（HPE-100H 单螺杆挤出机系统，Davis-Standard 公司，美国）挤出成型得到，并根据微管外径不同分为 D1（直径为 1.93 mm）、D2（直径为 1.76 mm）、D3（直径为 1.56 mm）3 组，每组取 5 个样本，取其平均值[见图 1(b)]。同时，建立与实验相对应的微细管三点弯曲 Cosserat 理论有限元仿真模型[见图 1(c)]。根据聚乳酸狗骨头试件拉伸测试，得到聚乳酸的材料属性如下：弹性模量为 3 546 MPa，泊松比为 0.3，定义为线弹性体。另外，三点弯曲夹具弹性模量为 100 GPa，屈服强度为 500 MPa，泊松比为 0.3，因其弹性模量远大于聚乳酸，故可近似视为刚性体。为提高计算精度，采用 20 节点六面体二阶有限单元进行计算，并进行网格灵敏度分析。结果表明，模型 1、2、3 网格单元数量分别为 1 848、9 540、19 080，

抗弯刚度分别为 1 289、1 298、1 262 N·mm<sup>2</sup>。由此可见，仿真结果几乎不受网格疏密程度影响。最终，通过调试 D3 组的 Cosserat 理论参数，当弯曲和扭转特征长度均为 250  $\mu\text{m}$  时，D3 组仿真结果和实验结果吻合[见图 1(d)]。当  $l_t = l_b = 250 \mu\text{m}$  时，由 D1、D2 组的验证测试结果可见，在该参数下，D1、D2 组仿真结果能够吻合对应的实验结果[见图 1(e)]。由此，可以得到聚乳酸的弯曲和扭转特征长度为 250  $\mu\text{m}$ 。

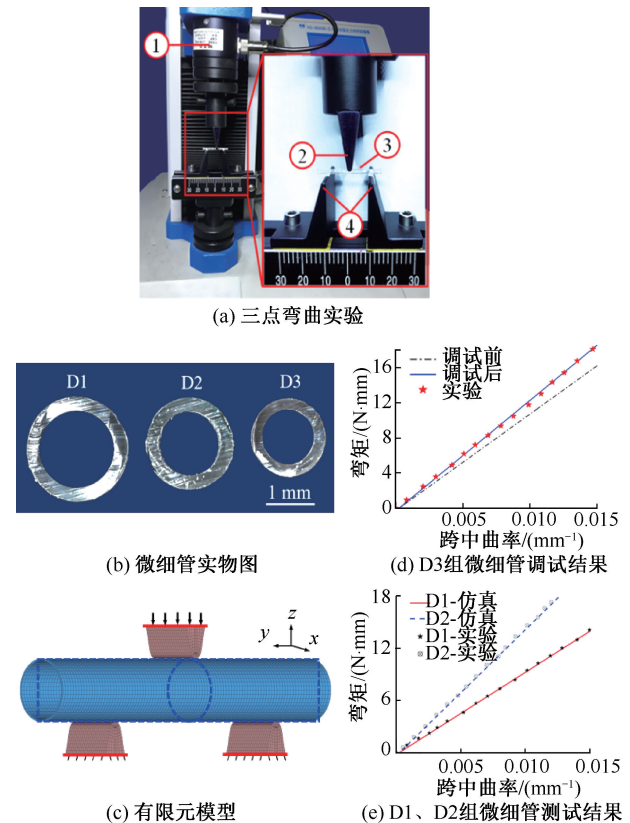


图 1 微细管三点弯曲实验与模拟

Fig. 1 Three-point bending experiment and simulation of microtubule (a) Three-point bend experiment, (b) Picture of micro tubes, (c) Finite element model, (d) Commissioning results of microtubules in group D3, (e) Test results of microtubules in D1 and D2 groups

注：1 为压力传感器，2、4 为夹具，3 为微细管。

## 2 考虑尺寸效应的聚合物血管支架力学性能有限元分析

支架的结构尺寸通常在 100  $\mu\text{m}$  左右，考虑到聚合物分子链的扭结<sup>[6]</sup>，其特征尺寸往往处于微纳级别，并且在植入和临床服役过程中，将承受较

大的径向载荷,致使出现较大的应变梯度,进而导致尺寸效应的产生。Cosserat 理论通过考虑微元体的弯曲和扭转,引入应变梯度以及与尺度相关的弯曲和扭转特征长度,能够考虑这一问题<sup>[23-24]</sup>。基于聚乳酸材料特征长度,以 BVS 支架为研究对象,建立聚乳酸血管支架的 Cosserat 理论模型,并与 FEM 结合分析支架弯曲和压缩过程中力学性能,最后与经典连续理论下的有限元仿真结果对比。

## 2.1 有限元模型

三点弯测试和平板压测试是评价支架弯曲刚度和径向刚度的常用方法。在平板压模拟过程中,下压板固定,依据血管直径的实际变化范围对上压板施加 0.3 mm 位移载荷<sup>[25]</sup>。在支架的三点弯曲模拟过程中,两个支撑体固定,对压头施加 0.5 mm 位移载荷,支架和夹具之间设置接触约束[见图 2(a)]。由于支架结构在轴向上具有重复性,取支架两支撑环单元作为模型,以便减少计算量。支架的外表面与上下两压板设置接触。支架材料设置为聚乳酸,三点弯曲夹具和平板压夹具均定义为刚性体,材料性能参数如上所述。支架和夹具均采用六面体单元进行网格划分[见图 2(b)]。同时,为了优化支架和夹具的接触性能,夹具和支架接触部分进行网格加密处理。值得说明的是,本文主要研究聚合物血管支架的支撑性能和弯曲柔顺性能。对于压缩过程,由于支架在血管脉动载荷下产生的变形较小,可认为其处于弹性变形阶段。对于弯曲过程,根据标准 ASTM F2606-08<sup>[22]</sup>的建议,可以采用较低的挠度来避免变形进入塑性。因此,将支架等效为弹性体,研究其弹性变形阶段的力学行为。

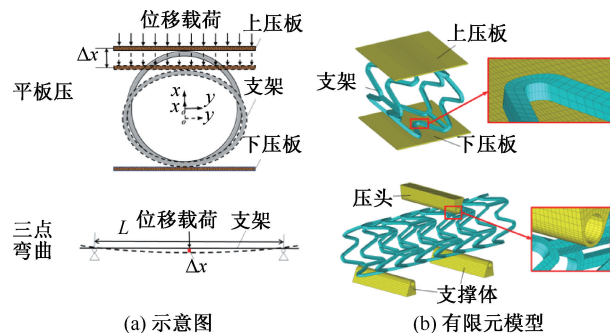


图 2 BVS 支架平板压和三点弯曲示意图及有限元模型

Fig. 2 Schematic diagram and finite element model for flat plate compression and three-point bending of BVS stent (a) Schematic diagram, (b) Finite element model

## 2.2 支架力学性能

径向支撑性能和柔顺性能是评价支架服役效果的两个重要力学性能,分别用径向刚度和抗弯刚度进行表征。根据标准 ISO 25539-2<sup>[26]</sup>,定义径向刚度的表达式为:

$$C = F/Lx \quad (12)$$

式中: $C$ 为径向刚度; $x$ 为压缩位移; $F$ 为压缩 $x$ 时的反作用力; $L$ 为支架长度。

根据标准 ASTM F2606-08<sup>[22]</sup>,抗弯刚度的表达式为:

$$EI = M/k \quad (13)$$

$$M = Pl/4, \quad k = 12\delta_0/l^2 \quad (14)$$

式中: $EI$ 为抗弯刚度; $M$ 为弯矩; $k$ 为跨中曲率; $P$ 为加载载荷; $l$ 为跨距; $\delta_0$ 为加载位移。

## 3 结果

在压缩过程中,应力主要集中在支撑单元的弯曲部分,连接单元的应力几乎为 0,表明连接单元在压缩过程中几乎不产生变形,即支架的径向支撑性能主要由支撑单元决定。在弯曲过程中,支撑单元和连接单元均存在相对明显的应力,BVS 支架的弯曲性能由支撑单元和连接单元共同决定。支撑单元的应力主要集中于波峰波谷,连接单元的应力主要集中在与波谷的连接处,其主要原因是该处连接单元不但承受弯曲,同时承受支撑单元波谷的挤压(见图 3)。

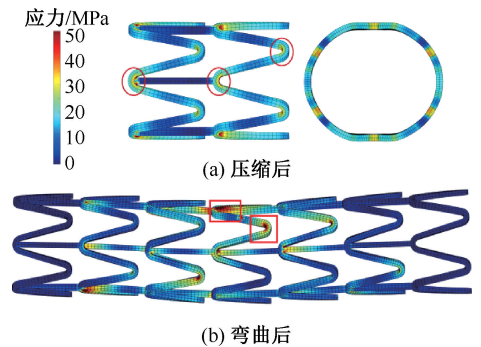


图 3 BVS 支架应力分布

Fig. 3 Stress distributions of BVS stent

(a) After compression, (b) After bending

基于对 BVS 支架的平板压和三点弯曲过程在不同理论下的模拟,可得到压缩和弯曲过程中上压板和三点弯曲压头的载荷和位移的关系。通过式

(12)、(13),得到 BVS 支架在 Cosserat 理论和经典连续理论下的径向刚度分别为  $656、23 \text{ mN/mm}^2$ ,抗弯刚度分别为  $20.97、1.04 \text{ N}\cdot\text{mm}^2$ 。对比结果可知,尺寸效应对模拟结果具有较大影响,基于 Cosserat 理论得到的径向刚度和抗弯刚度因考虑聚合物的尺寸效应现象而远大于经典理论下的结果,这和相关报道的结果吻合<sup>[27-28]</sup>。

## 4 讨论

### 4.1 关键几何尺寸对聚合物血管支撑单元径向支撑性能的影响

可降解聚合物血管支架的结构可分为两部分:支撑单元和连接单元。支架服役过程中的径向支撑力主要由其支撑单元提供。聚合物血管支架因其材料特性具有较好的柔顺性能,但径向支撑性能薄弱。因此,研究支撑单元结构对其径向支撑性能的影响规律具有重要意义。

BVS 支撑单元的结构主要由 5 个参数决定,包括筋厚  $t$ 、筋宽  $w$ 、峰谷轴向间距  $l$ 、峰谷环向间距  $d$ ,以及峰谷曲率半径  $R$ [见图 4(a)]。其中,筋厚影响

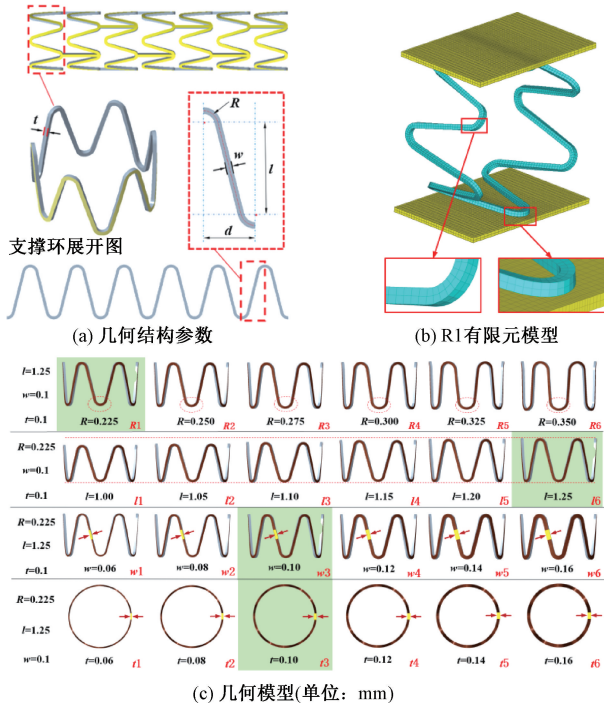


图 4 BVS 支撑单元的几何模型和有限元模型

Fig. 4 Geometric model and finite element model of BVS support ring (a) Geometric structure parameters, (b) R1 finite element model, (c) Geometric model

注:几何模型中,绿色区域的 4 个模型是同一个。

支架的内皮化、筋宽决定支架和血管的接触面积、峰谷轴向间距和峰谷环向间距主要影响支撑环的长度和直径。图 4(b) 所示为 R1 有限元模型,材料、载荷和约束设置参照上文。在本研究中,所有支撑单元的中径均为  $3 \text{ mm}$ ,故峰谷环向间距  $d$  不变。将 R1 模型设置为对照组,另外根据支架筋宽、壁厚以及支撑单元的峰谷轴向间距和峰谷曲率半径的不同,建立 20 个几何模型,分为  $R、l、w、t$  四组[见图 4(b)]。

通过对不同峰谷轴向间距、峰谷曲率半径、筋厚、筋宽的 21 个 BVS 支撑单元进行平板压模拟,得到了支撑反力与位移载荷的关系,并通过式(12)得到其径向刚度。结果显示,随着峰谷轴向间距和峰谷曲率半径的增加,支撑单元的径向刚度逐渐减小,而筋厚和筋宽的增加则使得其径向刚度增加,且呈线性关系(见图 5)。

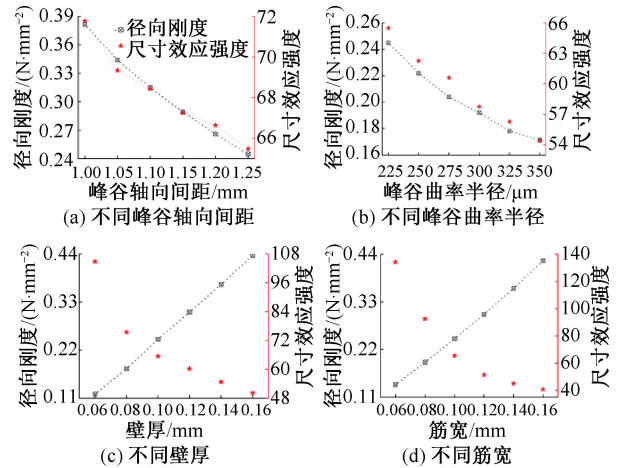


图 5 不同几何尺寸支架径向刚度和压缩过程中的尺寸效应

Fig. 5 Radial stiffness and size effect during compression for stents with different geometries (a) Different peak-to-valley axial spacing, (b) Different peak-to-valley radii of curvature, (c) Different rib thickness, (d) Different rib width

以 R1 有限元模型为例,基于支撑单元的应力云图分析可知,其应力主要集中于支撑单元的波峰和波谷[见图 6(a)]。

由于结构具有对称性,取其整体的  $1/24$  进行受力分析[见图 6(b)],可忽略其相对较小的环向弯曲变形,视其为平面压缩。由于峰谷直线连接部分的变形比较小,为简化分析,将其视为刚体,仅对峰谷弯曲部分进行分析,并将其视为平面曲杆,承受 1 对纯弯曲力偶  $M$ , $M$  与峰谷轴向间距  $l$  和峰谷曲

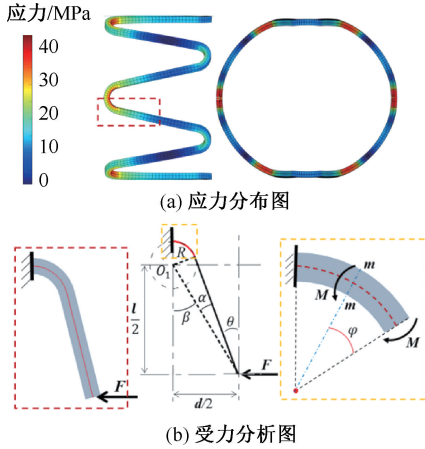


图6 BVS支撑单元平板压仿真结果及分析

Fig. 6 Results and analysis of flat-pressure simulation of BVS support unit (a) Stress distribution diagram, (b) Force analysis diagram

注:图6(b)受力分析为图6(a)所示的红框区域。

率半径  $R$  的关系式为:

$$M = F(l/2 + R) \quad (15)$$

如图6(b)所示,任意横截面( $m-m$ )上各点的正应力可表示为:

$$\sigma = My / (Sp) \quad (16)$$

$$S = Ae \quad (17)$$

式中:  $e = R - r$ ;  $A = wt$ ;  $y$  为该点到中性轴的距离;  $\rho$  为该点到曲率中心的距离;  $S$  为整个横截面对中性轴的静距;  $r$  为中性层的曲率半径;  $A$  为横截面面积;  $t$  为支撑单元筋厚;  $w$  为支撑单元筋宽。相应的应变能密度为:

$$v_\varepsilon = \sigma^2 / (2E) \quad (18)$$

对应的应变能为:

$$V_{\varepsilon\sigma} = \int_V v_\varepsilon dV = \iint \frac{M^2 y^2}{2ES^2 \rho R} dA ds = \int \frac{M^2}{2ESR} ds \quad (19)$$

由卡氏定理得到其位移为:

$$\delta = \frac{\partial V_\varepsilon}{\partial F} = \int_0^{\frac{\pi}{2}-\theta} \frac{F \left( \frac{l}{2} + R \right)^2}{ES} d\varphi = \frac{F(l + 2R)^2 (\pi - 2\theta)}{8Ewte} \quad (20)$$

式中:

$$\theta = \beta - \alpha = \arctan\left(\frac{l}{d}\right) - \arcsin\frac{2R}{\sqrt{l^2 + d^2}}$$

$$e = R - \frac{t}{\ln\left[\frac{2R+t}{2R-t}\right]} \quad (21)$$

结构的刚度定义如下:

$$k = \frac{F}{\delta} = \frac{8Ewte}{(l + 2R)^2 (\pi - 2\theta)} \quad (22)$$

其数值与支撑单元的筋厚和筋宽呈正相关,与峰谷轴向间距和峰谷曲率半径呈负相关。支撑单元的径向刚度主要由其结构的刚度决定,结构的刚度越大,其径向刚度越大。因此,支撑单元的筋厚和筋宽越大,峰谷轴向间距和峰谷曲率半径越小,其径向刚度越大。

#### 4.2 关键几何尺寸对支撑单元压缩过程中尺寸效应的影响

支撑单元在压缩变形中存在明显的尺寸效应现象,本文基于 Cosserat 理论得到的支撑单元径向刚度考虑了微结构变形过程中的尺寸效应,将其与经典连续理论得到的径向刚度的比值来衡量结构的尺寸效应强弱。结果显示,支撑单元压缩过程中的尺寸效应随峰谷间轴向间距、峰谷曲率半径、筋宽和筋厚的增大而减小(见图5)。支撑单元在压缩过程中,变形主要集中在波峰和波谷的弯曲部分。由前述分析可知,该部分承受1个弯矩,用直线部分倾角  $\theta$  变形前后的差值与弯曲部分弧长来表征该部分弯曲变形程度:

$$\mu = \frac{\Delta\theta}{L} = \frac{\theta_1 - \theta_2}{L} \quad (23)$$

$$L = (\pi - 2\theta_1)R \quad (24)$$

式中:  $\theta_1$ 、 $\theta_2$  分别为变形前( $d=d_1$ )和变形后( $d=d_2$ )的角度,由

$$\frac{\partial\mu}{\partial R} < 0, \quad \frac{\partial\mu}{\partial l} < 0 \quad (25)$$

可知,随着峰谷曲率半径和峰谷轴向间距变小,结构的弯曲变形程度增大。而大的弯扭变形是导致大应变梯度,进而形成强尺寸效应的原因。因此,随着峰谷轴向间距和曲率半径的减小,支撑单元压缩变形过程中的尺寸效应越大。对于筋厚和筋宽,其通过影响结构的特征尺寸,进而影响其尺寸效应强弱。值得注意的是,筋厚和筋宽越小,支撑单元变形过程中的尺寸效应越强,但径向刚度并不一定越强。该结果表明,尺寸效应对径向刚度有一定影响,但并不是决定性因素。

#### 5 结论

可降解聚合物血管支架在弯曲和压缩等变形

过程中产生的尺寸效应现象在其力学性能分析时不可忽视。本文首先根据 Cosserat 理论建立了能够考虑聚合物尺寸效应的有限元仿真模型,然后基于该模型对 BVS 支架的弯曲和压缩过程进行数值分析,探讨支架的关键几何尺寸对其径向刚度和压缩过程中尺寸效应的影响规律。结果发现,支架的峰谷轴向间距、峰谷曲率半径越大,径向刚度越小;筋厚和筋宽越大,径向刚度越大;压缩过程中的尺寸效应,则随着 4 个关键几何尺寸的增大而减小。本文得到结论如下:

(1) 支架在弯曲和压缩等变形中存在不可忽视的尺寸效应现象;

(2) 支架径向刚度主要由结构的刚度决定,并受支架变形过程中的尺寸效应影响;结构的刚度越大,其径向刚度越大;支架变形过程中的尺寸效应越强,对其径向刚度的增幅越明显。

(3) 支架变形过程中的尺寸效应和结构的弯曲变形程度以及结构的特征长度有关。结构的弯曲变形程度越大,特征长度越小,其尺寸效应越大。

#### 参考文献:

[1] 丁皓, 张迎, 刘雨佳, 等. 冠脉可降解支架介入的血管力学特性数值模拟与实验研究[J]. 医用生物力学, 2021, 36(1): 6-13.  
DING H, ZHANG Y, LIU YJ, *et al.* Numerical simulation and experimental study on vascular mechanical properties of coronary degradable stent intervention [J]. J Med Biomech, 2021, 36(1): 6-13.

[2] IM SH, PARK SJ, CHUNG JJ, *et al.* Creation of polylactide vascular scaffolds with high compressive strength using a novel melt-tube drawing method [J]. Polymer, 2019, 166: 130-137.

[3] IM SH, IM DH, PARK SJ, *et al.* Current status and future direction of metallic and polymeric materials for advanced vascular stents [J]. Prog Mater Sci, 2022, 126: 100922.

[4] BUCSKE AN, ALISAF AEI F, HAN CS, *et al.* On thresholds in the indentation size effect of polymers [J]. Polym Bull, 2016, 73(3): 763-772.

[5] HAN CS. Influence of the molecular structure on indentation size effect in polymers [J]. Mater Sci Eng A, 2010, 527(3): 619-624.

[6] CHONG ACM, LAM DCC. Strain gradient plasticity effect in indentation hardness of polymers [J]. J Mater Res, 1999, 14(10): 4103-4110.

[7] RUEGER Z, LAKES RS. Strong Cosserat elasticity in a transversely isotropic polymer lattice [J]. Phys Rev Lett, 2018, 120(6): 065501.

[8] ANG HY, TOONG D, CHOW WS, *et al.* Radiopaque fully degradable nanocomposites for coronary stents [J]. Sci Rep, 2018, 8(1): 1-14.

[9] SONG K, BI Y, ZHAO H, *et al.* Structural optimization and finite element analysis of poly-L-lactide acid coronary

stent with improved radial strength and acute recoil rate [J]. J Biomed Mater Res B, 2020, 108(7): 2754-2764.

[10] 申祥, 任国栋, 冯宝霖. 冠状动脉支架设计参数对支架弹性回弹性能的影响[J]. 功能材料, 2012, 43(22): 3114-3117.

[11] WANG PJ, BERTI F, ANTONINI L, *et al.* Multimodal loading environment predicts bioresorbable vascular scaffolds' durability [J]. Ann Biomed Eng, 2021, 49(5): 1298-1307.

[12] QIU TY, ZHAO LG, SONG M. A computational study of mechanical performance of bioresorbable polymeric stents with design variations [J]. Cardiovasc Eng Techn, 2019, 10(1): 46-60.

[13] QIU TY, SONG M, ZHAO LG. A computational study of crimping and expansion of bioresorbable polymeric stents [J]. Mech Time Depend Mater, 2018, 22(2): 273-290.

[14] 魏云波, 赵丹阳, 王敏杰, 等. 高径向支撑性可生物降解聚合物血管支架结构设计与力学性能分析[J]. 中国机械工程, 2020, 31(9): 1098-1107.

[15] 周文选, 王明, 高旻昱, 等. 基于非对称孔结构的高性能血管支架设计[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 596-601.  
ZHOU WX, WANG M, GAO MM, *et al.* Design of a high performance vascular stent with asymmetric structures [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 596-601.

[16] AZAOUI M, MAKRAI A, BELOUETTAR S. Numerical investigations of the structural behavior of a balloon expandable stent design using finite element method [J]. Comp Mater Sci, 2013, 72: 54-61.

[17] MORI K, SAITO T. Effects of stent structure on stent flexibility measurements [J]. Ann Biomed Eng, 2005, 33(6): 733-742.

[18] GAUTHIER RD, JAHSMAN WE. A quest for micropolar elastic constants [J]. J Appl Mech, 1975, 42(2): 369-374.

[19] CHEN J, ZHU B, ZHONG W, *et al.* A semianalytical spectral element method for the analysis of 3-D layered structures [J]. IEEE T Microw Theory, 2010, 59(1): 1-8.

[20] FUKUDA J. Free energy of semiflexible polymers and structure of interfaces [J]. Eur Phys J B, 1999, 7(4): 573-583.

[21] LI HX, SHI WL, TAN Z, *et al.* Topology optimization for polymeric stent [J]. Struct Multidiscip O, 2022, 65(7): 1-12.

[22] ASTM International. Standard guide for three-point bending of balloon expandable vascular stents and stent systems [S]. 2014.

[23] ALISAF AEI F, HAN CS, GARG N. On couple-stress elasto-plastic constitutive frameworks for glassy polymers [J]. Int J Plasticity, 2016, 77: 30-53.

[24] NIU B, YAN J. A new micromechanical approach of micropolar continuum modeling for 2-D periodic cellular material [J]. Acta Mechanica Sinica, 2016, 32(3): 456-468.

[25] HANSEN F, MANGELL P, SONESSON B, *et al.* Diameter and compliance in the human common carotid artery—Variations with age and sex [J]. Ultrasound Med Biol, 1995, 21(1): 1-9.

[26] ISO 25539-2, Cardiovascular implants—Endovascular devices—Part 2: Vascular stents [S]. 2012.

[27] LI X, GAO H. Smaller and stronger [J]. Nat Mater, 2016, 15(4): 373-374.

[28] RUEGER Z, LAKES RS. Strong Cosserat elastic effects in a unidirectional composite [J]. Z Angew Math Phys, 2017, 68(3): 1-9.