

文章编号:1004-7220(2017)02-0115-07

# 波峰数目对 Z 型覆膜支架生物力学性能影响

于 凯<sup>1</sup>, 谷雪莲<sup>1</sup>, 胡方道<sup>1</sup>, 李中华<sup>2</sup>, 宋成利<sup>1</sup>

(1. 上海理工大学 现代微创医疗器械及技术教育部工程研究中心, 上海 200093; 2. 上海微创医疗器械(集团)有限公司, 上海 201203)

**摘要:** **目的** 分析 Z 型覆膜支架波峰数目对覆膜支架生物力学性能, 尤其对径向支撑性能及柔顺性影响, 为 Z 型覆膜支架设计以及临床选择提供理论支持。 **方法** 通过有限元方法, 建立 4 种不同波峰数目(5、8、10、12)的 Z 型覆膜支架有限元模型, 分别施加径向位移载荷和绕 z 轴 40° 转动变量以完成压握和弯折的模拟, 并提取支架应力、径向支撑力、覆膜应变、横截面变形程度及弯矩作为评价参数。 **结果** 相比波峰数目较多的覆膜支架, 压握过程中 5 波峰覆膜支架具有最大的径向力, 提供良好的径向支性能; 5 波峰覆膜支架在弯折模拟中产生了 68 N·mm 的最小力矩及 67.5% 的最小弯折横截面变形程度, 并且在弯曲过程中覆膜的拉伸应变较小。 **结论** Z 型覆膜支架波峰数目对覆膜支架生物力学性能的影响显著。波峰数目相对较少的 Z 型覆膜支架在径向支撑性能及弯曲力矩、横截面形变程度等柔顺性评价方面表现出优势, 有利于覆膜支架在血管内的固定贴合, 对减少血栓和内漏等并发症具有积极意义。研究结果可以指导 Z 型覆膜支架优化设计及手术最优选择。

**关键词:** Z 型覆膜支架; 波峰数目; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.02.003

## Effects of strut numbers on biomechanical properties of Z-shaped stent-grafts

YU Kai<sup>1</sup>, GU Xue-lian<sup>1</sup>, HU Fang-qiu<sup>1</sup>, LI Zhong-hua<sup>2</sup>, SONG Cheng-li<sup>1</sup> (1. *Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*; 2. *Shanghai MicroPort Medical( Group) Co., Ltd., Shanghai 201203, China*)

**Abstract:** **Objective** To analyze the influence from strut numbers on biomechanical properties of Z-shaped stent-grafts, especially on their radial support performance and flexibility, so as to provide theoretical support for the design and clinical selection of Z-shaped stent-grafts. **Methods** Z-shaped stent-grafts with 5, 8, 10, 12 struts were established by finite element method to simulate the process of compression and bending behavior. Radial displacements were applied on surface of the stent-graft and opposite rotations were applied around the z-axis, until a bending angle of 40° was reached. Then parameters such as stent stress, radial support force, strains in graft, cross-section deflection, bending torque were extracted to evaluate the performance of different stent-grafts. **Results** Compared with stent-grafts with more strut numbers, 5-strut stent-graft showed a better radial support performance with the maximum radial force during compression, and it also generated the smallest 68 N·mm torque and 67.5% cross-section deflection. The tensile strain in graft of 5-strut stent-graft during the process of bending was relatively smaller. **Conclusions** The strut number of Z-shaped stent-grafts has a significant influence on biomechanical properties of the stent-grafts. Especially the Z-shaped stent-graft with relatively fewer strut numbers shows an advantage in evaluating radial support performance and flexibility such as the bending torque and the cross-section deflection, and is more suitable to be anchored and fit to the tortuous blood vessel, which will play a positive role in decreasing the complication such as endoleaks and thrombosis. The research findings can guide structure design of Z-shaped stent-grafts and optimal selection for surgery.

**Key words:** Z-shaped stent-grafts; Strut numbers; Finite element analysis; Biomechanics

收稿日期:2016-03-13; 修回日期:2016-05-01

基金项目:国家自然科学基金项目(51175345)。

通信作者:谷雪莲,副教授, Tel: (021)55781513; E-mail: guxuelianbest@126.com。

腹主动脉瘤是一种常见的动脉扩张性疾病,往往因破裂出血导致患者死亡<sup>[1]</sup>。主动脉修复手术创伤大,并且存在较高的死亡率和发病率<sup>[2]</sup>。血管内动脉瘤修复术是将覆膜支架经股(肱)动脉植入动脉瘤腔内,使覆膜支架紧密而牢固贴附于动脉瘤两端的正常血管壁上,在瘤腔内建立新的血管腔,达到腔内隔绝目的。血管内动脉瘤修复术相比主动脉修复手术具有创伤小、恢复快、死亡率和发病率较低等优点<sup>[3]</sup>,但覆膜支架仍存在需二次手术的并发症,如发生支架断裂、内漏、血管内再狭窄、覆膜磨损、血栓及支架滑移等<sup>[4]</sup>。

覆膜支架经股(肱)动脉植入动脉瘤腔内,在瘤腔内建立新的血管腔,这一植入过程是一个复杂的力学变化过程。研究表明,覆膜支架的径向支撑性能直接关系内漏、滑移等并发症的发生<sup>[5-7]</sup>,并且足够的径向力才能支撑血管、固定支架<sup>[3]</sup>。临床发现,支架柔顺性不足会引起覆膜支架在血管发生扭结<sup>[8]</sup>,影响覆膜支架的耐久性。因此,支架结构是保证覆膜支架长期治疗效果的一个重要因素。目前国内外市场存在多款不同结构的覆膜支架产品,其中Z型覆膜支架广泛应用于临床。不同Z型覆膜支架在结构上具有5~12个不等数目的波峰,如产品Zenith Flex和Zenith LP(Cook Medical Europe,丹麦)的波峰数分别为10、12个,Talent和Endurant(Medtronic Vascular,美国)分别具有5、8个波峰,Hercules(微创医疗器械有限公司,中国上海)具有5个波峰。因此,Z型覆膜支架的波峰数目将会影响覆膜支架生物力学性能。

Demanget等<sup>[2,4,9-10]</sup>陆续对不同类型覆膜支架进行弯折的有限元模拟分析,对比评价不同覆膜支架的柔顺性能;Sander等<sup>[11]</sup>综合运用实验和数值方法分析4种不同覆膜支架结构的力学特性;Bernd等<sup>[12]</sup>通过有限元方法分析Anaconda覆膜支架(Vascutek GmbH,英国),获得扩张直径对覆膜支架径向力的影响关系。目前,国内对覆膜支架的研究主要局限在其临床应用领域,虽然国外已有针对不同覆膜支架力学性能方面的研究,但有关Z型覆膜支架生物力学性能的综合评价鲜有报道,尤其是鲜有针对不同波峰数目Z型覆膜支架支撑性能及柔顺性的研究。

在市场现状和研究需求下,本文以上述Z型覆

膜支架产品为基础,建立不同波峰数目覆膜支架模型,运用有限元分析方法对覆膜支架压握和弯折进行模拟,定量分析不同波峰数目Z型覆膜支架的径向支撑性能及柔顺性,探究波峰数目对覆膜支架生物力学性能的影响。分析方法及结论将指导Z型覆膜支架的研发和临床上对波峰数目作出最优化的选择。

## 1 材料与方法

### 1.1 覆膜支架模型

覆膜支架主要是由金属支架缝合聚合物或者生物覆膜组成,覆膜及支架关乎覆膜支架的耐久性,故覆膜支架模型主要包括支架和覆膜模型。

**1.1.1 支架环几何模型** 参照治疗腹主动脉瘤的Z型覆膜支架产品对支架环进行建模。腹主动脉血管的参照直径为17~30 mm,由于自扩张覆膜支架直径选择大于植入血管内径的10%~20%<sup>[13-14]</sup>,支架建模统一选择外径 $d=30$  mm,支架横截面是宽度和厚度均为0.3 mm的矩形。给定笛卡尔坐标系输入参数方程

$$x = r \cdot \cos(t \times 360) \quad (1)$$

$$y = r \cdot \sin(t \times 360) \quad (2)$$

$$z = \frac{h}{2} \cdot \sin(t \times 360 \times n) \quad (3)$$

确定支架正弦线波形。式中: $t$ 为变量, $t=0\sim1$ ;  $h$ 为支架波形高度; $r$ 为支架半径; $n$ 为波峰数目。根据 $h=15$  mm, $r=15$  mm, $n=5,8,10,12$ ,即可分别确定4种波峰数目的正弦波形。

图1所示为8波峰Z型支架示意图。支架的三维几何模型通过软件Pro/E Wildfire 5.0建立,导入有限元分析软件ABAQUS 6.12中进行模拟分析。

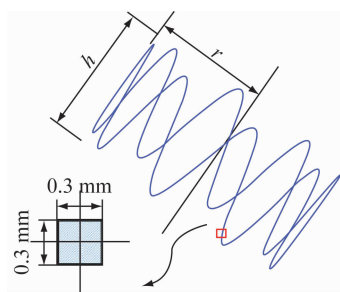


图1 8波峰Z型支架示意图

Fig. 1 Schematic diagram of 8-strut Z-shaped stent

**1.1.2 覆膜支架有限元模型** 所建覆膜有限元模型为一个圆柱状的圆筒,圆筒为三维壳单元,直径为支架的外径(便于与支架外表面的贴合),厚度为 0.1mm。有限元模型通过 ABAQUS 6.12 中绑定约束(Tie)属性将支架外表面与覆膜的内表面设置强连接,使支架和覆膜之间没有相对滑动和分离。

Z 型覆膜支架多以独立开环设计,支架结构设计有重复性和连续性,支架中独立两环之间的力学环境相同<sup>[15]</sup>,为简化建模,只选取整个支架中的一个支架环进行压握模拟。压握工具采用可变形的刚性圆管<sup>[16]</sup>。

覆膜支架弯折时,不仅存在支架压缩形变,支架间覆膜会出现折叠拉伸等情况,强调的是支架与支架、覆膜与支架的整体效应。进行弯折模拟时,选择完整覆膜支架建模。图 2 所示为 8 波峰覆膜支架完整模型。

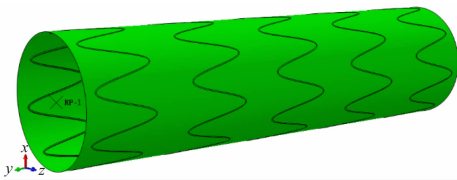


图 2 8 波峰覆膜支架模型及参考点设置  
Fig. 2 Model of 8-strut stent-graft and setting of the reference point

## 1.2 网格划分

网格划分遵循对运算时间的优化准则<sup>[10]</sup>,适当增加网格划分密度可以提高运算精度并保持其合理性,故划分网格时要达到计算精度和运算速度的协同。使用 ABAQUS 6.12 将支架划分为 8 节点线性六面体网格,采用非协调模式单元(C3D8I),在支架环的宽度和厚度方向上分别划分 3 层单元,整个支架根据不同类型划分为 5 500 ~ 12 000 个单元。覆膜划分为 4 节点线性四边形网格(S4),划分网格为 11 000 个单元。

## 1.3 材料属性

**1.3.1 支架材料赋予** 镍钛合金是覆膜支架常采用的材料之一,能够提高覆膜支架弯曲性能和动态特性及增加径向强度等<sup>[17]</sup>,常用于解决支架植入后再狭窄等并发症。在 ABAQUS 6.12 中使用用户自定义子程序方式赋予支架模型的材料属性参数<sup>[2]</sup>。参照文献<sup>[2,18]</sup>赋予镍钛合金的奥氏体(A)和马氏

体(M)弹性模量、泊松比、抗拉强度、延伸率等材料参数。

**1.3.2 覆膜材料赋予** 覆膜材料选择常用的医用高分子 e-PTFE 材料,它被认为是线弹性各项同性材料,具有良好的生物相容性,称为理想的生物组织代用品。在 ABAQUS 6.12 中赋予材料属性:弹性模量  $E = 55.2 \text{ MPa}$ ,泊松比  $\nu = 0.46$ ,极限应变  $\varepsilon_R = 0.200 \sim 0.477$ ,屈服应力  $\sigma = 6.6 \text{ MPa}$ 。

## 1.4 边界条件

压握模拟时,保证覆膜支架在轴向方向上不产生整体的位移及其他方向上的转动,轴向的自由度及其他方向的旋转自由度被限制。压握工具与支架及覆膜之间无摩擦接触,建立柱坐标为参考,对压握工具施加径向位移载荷,逐步实现与支架接触及压握过程。

Goncalves 等<sup>[19]</sup>在对腹主动脉瘤患者的解剖学特性分析中得出,在患者腹主动脉血管非严重弯折的自然状态下,肾下腹主动脉平均弯折角度为  $35.4^\circ$ 。因此,在覆膜支架的弯折有限元模拟中,设置弯折角度  $\alpha = 40^\circ$ 。

在覆膜支架模型的两端中轴位置放置两个参考点 RP-1 和 RP-2。为保持弯折过程覆膜支架在  $x$ - $y$  平面的相对静止, $x$ 、 $y$  轴旋转自由度及  $z$  轴方向自由度被限制。释放  $y$  轴方向的自由度,以防止覆膜支架弯折时出现覆膜过度拉伸。两个参考点控制覆膜支架两端做刚体运动,相反的转动变量  $\alpha/2$  分别施加在两参考点上,完成覆膜支架两端绕  $z$  轴弯折。

## 1.5 评价参数

通过对覆膜支架进行压握模拟评价覆膜支架支撑性能,对比不同覆膜支架最大应力、径向支撑力等评价参数,分析波峰数目对覆膜支架径向支撑性能的影响。

在覆膜支架弯折分析中,覆膜支架柔顺性主要有两个评价参数,即横截面变形程度、弯矩;覆膜支架弯折力学特性评价参数为最大应力和覆膜最大拉伸应变。选择覆膜支架弯折  $40^\circ$  后中间横截面,量取横截面中变形量最大的横向和纵向形变量  $d_x$  和  $d_z$ (见图 2 中  $x$ 、 $z$  轴方向),并通过公式  $d_x/d_z$  评价横截面变形程度。覆膜支架的弯矩则是提取的参考点上的反作用矩,反映覆膜支架在弯折过程中的力矩变化。

## 2 结果与分析

### 2.1 波峰数目对 Z 型覆膜支架径向支撑性能的影响

**2.1.1 压握支架应力** 选取不同支架完成 7 mm 径向压握,达到相同的压缩直径时,支架应力、应变的分布区域具有一致性。不同波峰覆膜支架在压握状态下,最大等效应力均出现在波峰弯曲内侧,最大应变出现在波峰弯曲外侧,平直部分应力、应变均相对较小。5、8、10、12 波峰覆膜支架产生的应力峰值分别为 668、655、503、435 MPa,最大应变分别为

1.01%、0.87%、0.64%、0.55%。其中,5 波峰支架应力峰值及应变最大,应力峰值及应变之间存在明显差值(见图 3)。

支架在压缩状态时,最大等效应力及应变均出现在支架波峰弯曲处,使支架在疲劳或大形变时易在此处产生损伤断裂,这与 Wanhainen 等<sup>[20]</sup>得到的尸检结果中支架断裂部位相同,但分析中压握支架产生的最大应力、应变值均远小于镍钛合金的极限值。

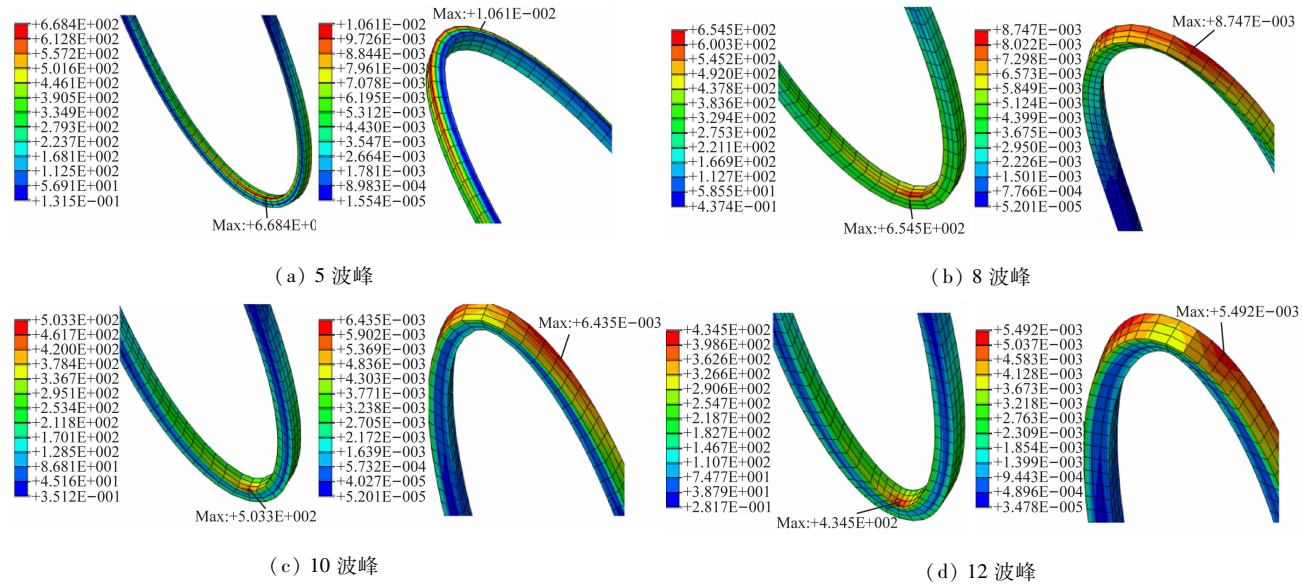


图 3 不同波峰数目覆膜支架压握支架应力、应变云图

Fig. 3 Stress and strain contour of stent-grafts with different strut numbers (a) 5 struts, (b) 8 struts, (c) 10 struts, (d) 12 struts

**2.1.2 压握支架径向支撑力** 支架植入人体后的主要作用是支撑病变组织和血管,使血管恢复血流通畅<sup>[21]</sup>,故覆膜支架的支撑性能是评价覆膜支架整体性能的重要指标。图 4(a)所示为各个支架在压握尺寸增加时径向力的变化趋势曲线,旨在评价支架的径向支撑能力。各支架的径向力均随着支架压握尺寸的增大而增加;但在相同的压握尺寸时,5 波峰支架径向力最大,其他支架随波峰数目增加,支架的径向力减小。支架径向力主要是提供稳定的支撑,保证支架在工作过程中承受血管挤压不被压塌,防止支架在脉动的血液冲刷下产生滑移。

柔顺性能。图 4(b)所示为提取参考点在弯折过程中的力矩变化曲线,对于所有分析对象,覆膜支架在

### 2.2 波峰数目对 Z 型覆膜支架柔顺性的影响

**2.2.1 覆膜支架弯矩** 覆膜支架的弯矩为评价覆膜弯折性能的一项重要标准,直接关系覆膜支架的

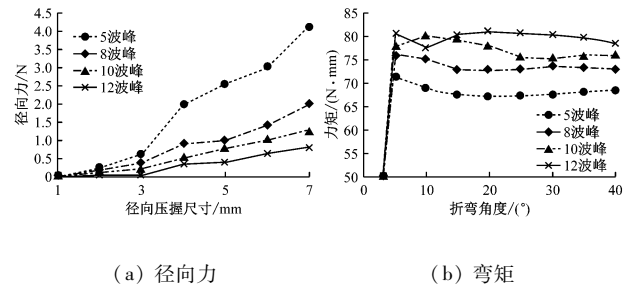


图 4 不同波峰数目覆膜支架径向支撑力和弯矩对比

Fig. 4 Comparison of radial force and bending torque for compressed stent-grafts with different strut numbers

(a) Radial force, (b) Bending torque

弯折初期,出现了力矩的迅速上升,随后保持基本稳定直到弯折达到  $40^\circ$ , 5、8、10、12 波峰数目覆膜支架最后力矩分别稳定在 68、73、75、78  $\text{N} \cdot \text{mm}$ 。该分析结果与 Demanget 等<sup>[2]</sup>的弯折有限元分析结果一致。

**2.2.2 弯折力学特性** 在不同波峰数目覆膜支架完成  $40^\circ$ 弯折后,覆膜支架出现整体弯曲,相邻两支架环之间在弯折内侧出现了褶皱。5、8、10、12 波峰数目覆膜支架的最大等效应力分别为 460.9、

243.0、719.3、215.5 MPa,各覆膜支架应力峰值之间不存在明显的有规律的随波峰数目改变而变化的趋势,但应力分布在临近支架波峰弯曲的外侧呈现出明显的应力集中。覆膜的褶皱也随着波峰数目的增多出现复杂的状态,导致覆膜的相互挤压和折叠,使得覆膜产生不同程度的拉伸变形。5、8、10、12 波峰数且覆膜支架的覆膜最大应变分别为 0.06、0.08、0.15、0.13,均小于 e-PTFE 材料的应变极限 0.2 (见图 5)。

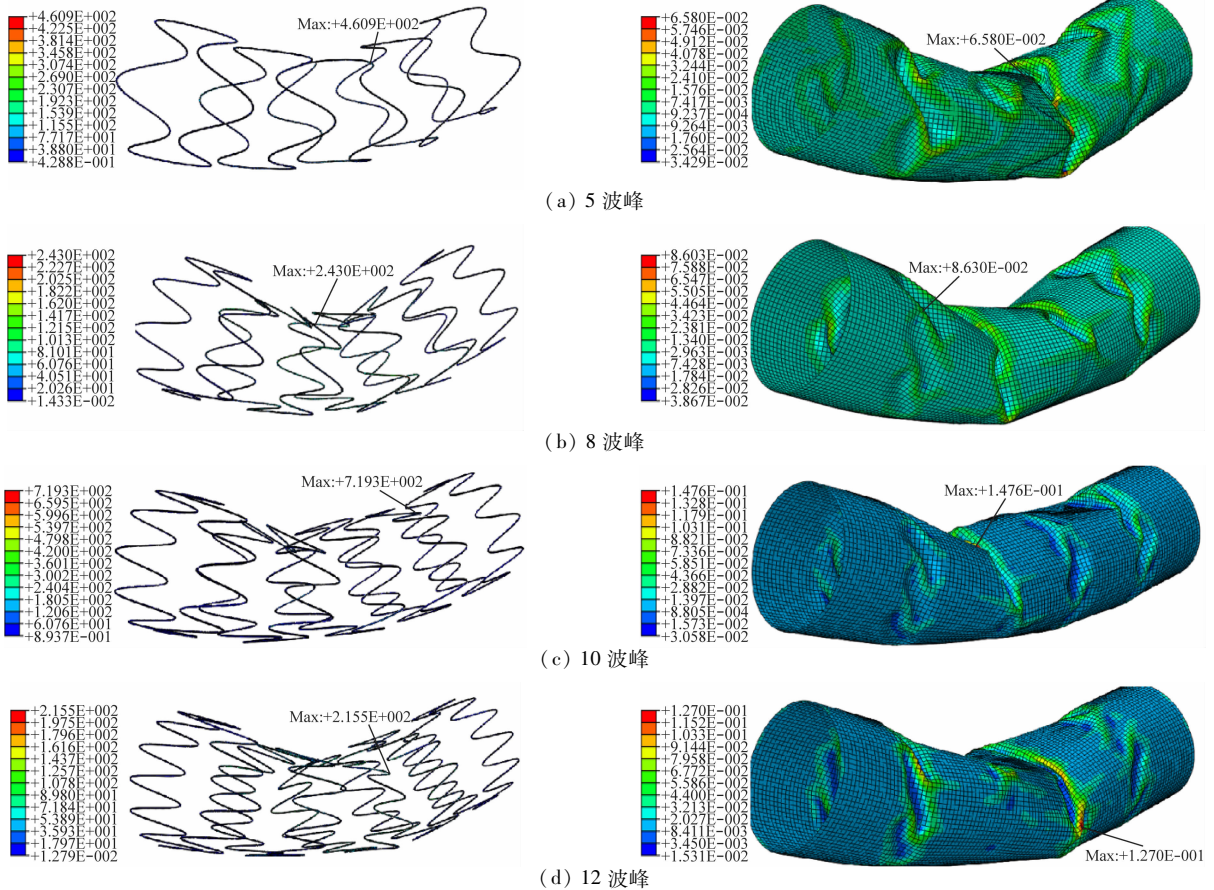


图 5 不同波峰数目覆膜支架  $40^\circ$ 弯折支架应力和覆膜应变云图

Fig. 5 Contour of stent stress and strain in graft for stent-grafts with different strut numbers after  $40^\circ$  bending

(a) 5 struts, (b) 8 struts, (c) 10 struts, (d) 12 struts

从覆膜支架弯折结果分析,Z 型覆膜支架在弯折过程中易出现覆膜褶皱,尤其是在相邻两支架环之间,产生褶皱程度不同,褶皱方式也比较随机。在覆膜支架的弯折分析中,出现了覆膜的挤压及折叠,覆膜形变会对支架产生除正常形变之外的拉扯和挤压,势必在支架上产生应力集中,使得支架的应力分

布和数值大小具有随机性。

**2.2.3 弯折横截面变形程度** 弯折分析中,分析对象均出现了塌陷情况,在覆膜支架的中间部分尤为明显。由于覆膜支架的弯折挤压,在覆膜支架横截面横向出现了扩张,在横截面纵向出现了压缩,使得覆膜支架的横截面由原来的圆形变成了扁圆形。5、

8、10、12 波峰数目覆膜支架横截面变形程度分别为 67.5%、65.0%、57.3%、37.8%，随着波峰数目的增多，覆膜支架的横截面变形程度逐渐增强（见图 6）。

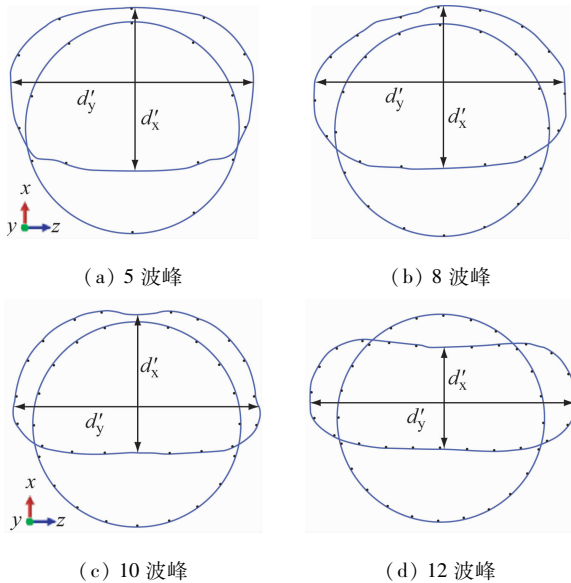


图 6 不同波峰数目覆膜支架横截面变形程度

Fig. 6 Cross-section deflection of stent-grafts with different strut numbers (a) 5 struts, (b) 8 struts, (c) 10 struts, (d) 12 struts

### 3 讨论

目前多款 Z 型覆膜支架广泛应用于腹主动脉瘤的治疗中,但国内外对 Z 型覆膜支架却少有深入研究。因此,本研究以 Z 型覆膜支架波峰数目为主要对比因素,运用有限元分析方法,建立覆膜支架有限元模型,进行压握和弯折模拟,通过径向支撑力、支架应力、覆膜应变、力矩等评价参数,对比分析波峰数目对 Z 型覆膜支架的径向支撑性能及柔顺性的影响。

由分析结果可知,5 波峰覆膜支架在评价径向支撑力、弯矩及弯折横截面变形程度等方面都优于其他波峰数目覆膜支架,并且覆膜在弯折过程中有较小的拉伸应变。覆膜支架与血管接触后产生足够的径向力,保证覆膜支架固定,在脉动的血液中不发生滑移<sup>[12]</sup>;较小的弯曲刚度使覆膜支架能够很好的贴合弯曲的动脉血管壁,减少发生内漏等并发症<sup>[2]</sup>;覆膜支架管径的变化同时会引发支架内血栓的发生<sup>[20]</sup>。5 波峰覆膜支架能够提供足够的支撑

力,易于弯曲,并在弯曲中保持管腔横截面稳定,相对其他波峰数目覆膜支架在径向支撑性能和柔顺性相关方面表现出优势,将对减少内漏、血栓和滑移等并发症的发生产生积极影响。虽然 5 波峰覆膜支架在压握和弯折中出现了较大的应力、应变,但均小于材料屈服极限,依旧能够满足覆膜支架植入血管后的工况。

本文分析结果可以作为评价覆膜支架生物力学性能理论依据,同时分析方法可以为手术选择和设计研发提供评价方式。在今后 Z 型覆膜支架的临床选择中,将波峰数目的影响纳入考虑,根据实际状况,可以对波峰数目做出最优选择;在结构设计中,综合波峰数目等各因素,综合评价覆膜支架径向支撑性能和柔顺性,可以对覆膜支架做出优化设计。

本研究局限性如下:① 没有完整建立血管和覆膜支架模型,只进行了覆膜支架模拟分析。解决此问题的方法是可以使用 CT 图像进行 3D 重建血管模型,并将覆膜支架完整建模,使血管和覆膜支架同时纳入分析系统;② 进一步研究应该考虑脉动血压对支架作用,深入探讨构建脉动血压工况下的力学环境;③ 在各种材料属性参数的获取上没有进行系统的实验数据采集,仅参考已有国外文献参数,在后续的实验验证中会出现数值上的误差。

### 4 结语

本研究利用有限元方法分析支架波峰数目对 Z 型覆膜支架生物力学性能,尤其是径向支撑性能和柔顺性的影响,通过对波峰数目为 5、8、10、12 的覆膜支架压握和弯折模拟,综合对比覆膜支架径向支撑力、支架应力、弯矩和横截面变形程度等标准。本文结果表明,5 波峰覆膜支架相比波峰数目多的其他 3 款覆膜支架在径向支撑性能和弯矩及横截面变形程度等柔顺性评价方面具有优势,可以减少并发症的发生。在 Z 型覆膜支架的后续研究中,可以深入研究覆膜支架的影响因素,为研发设计及临床选择提供支持。

### 参考文献:

- [1] 景在平,陆清声. 腹主动脉瘤[M]. 北京:人民军医出版社, 2009: 34-39.

- [2] DEMANGET N, AVRIL S, BADEL P, *et al.* Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012, 5(1): 272-282.
- [3] KLEINSTREUER C, BASCIANO CA, SEELECKE S, *et al.* Computational mechanics of Nitinol stent grafts [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2370-2378.
- [4] DEMANGET N, LATIL P, ORGÉAS L, *et al.* Severe bending of two aortic stent-grafts: An experimental and numerical mechanical analysis [J]. *Ann Biomed Eng*, 2012, 40(12): 2674-2686.
- [5] 张站柱, 乔爱科, 付文字, 等. 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的力学分析[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 44-49.  
ZHANG ZZ, QIAO AK, FU WY, *et al.* Mechanical analysis on treatment of vertebral artery stenosis by stents with different links [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 44-49.
- [6] MOHAN IV, LAHEIJ JP, HARRIS PL. Risk factors for endoleak and the evidence for stent-graft oversizing in patients undergoing endovascular aneurysm repair [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2001, 21(4): 344-349.
- [7] STERNBERGH WC, MONEY SR, GREENBERG RK, *et al.* Influence of endograft oversizing on device migration, endoleak, aneurysm shrinkage, and aortic neck dilation: Results from the Zenith multicenter trial [J]. *J Vasc Surg*, 2004, 39(1): 20-26.
- [8] CARROCCIO A, FARIES PL, MORRISSEY NJ, *et al.* Predicting iliac limb occlusions after bifurcated aortic stent grafting: Anatomic and device-related causes [J]. *J Vasc Surg*, 2002, 36(4): 679-684.
- [9] PERRIN D, DEMANGET N, BADEL P, *et al.* Deployment of stent grafts in curved aneurysmal arteries: Toward a predictive numerical tool [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2015, 31(1): 26-36.
- [10] DEMANGET N, AMBROISE D, BADEL P, *et al.* Finite element analysis of the mechanical performances of 8 marketed aortic stent-grafts [J]. *J Endovasc Ther*, 2013, 20(4): 523-535.
- [11] SANDER B, FERDINANDO I. Filling the void: A coalescent numerical and experimental technique to determine aortic stent graft mechanics [J]. *J Biomech*, 2013, 46(14): 2477-2482.
- [12] BERND S, SACHSEN S, REIMUND N, *et al.* The effect of stent graft oversizing on radial forces considering nitinol wire behavior and vessel characteristics [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(11): 1480-1486.
- [13] LI K, KLEINSTREUER C. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model [J]. *J Biomech*, 2006, 39(12): 2264-2273.
- [14] LIN KK, KRATZBERG JA, RAGHAVAN ML, *et al.* Role of aortic stent graft oversizing and barb characteristics on folding [J]. *J Vasc Surg*, 2012, 55(5): 1401-1409.
- [15] TIMMINS LH, MORENO MR, MEYER CA, *et al.* Stented artery biomechanics and device design optimization [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2007, 45(5): 505-513.
- [16] 郭景振, 宋成利, 崔海坡, 等. 靶向药物洗脱支架压握过程的力学性能[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 524-529.  
GUO JZ, SONG CL, CUI HP, *et al.* Mechanical performance of targeted drug eluting stent during compression process [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 524-529.
- [17] STOECKEL D, PELTON A, DUERIG T, *et al.* Self-expanding nitinol stents: Material and design considerations [J]. *Eur Radiol*, 2004, 14(2): 292-301.
- [18] AURICCHIO F, TAYLOR LR. Shape-memory alloys: Modelling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior original research article [J]. *Comput Methods Appl Mech Eng*, 1997, 143(1-2): 175-194.
- [19] GONÇALVES B, DE VRIES J, VAN KEULEN JW, *et al.* Severe proximal aneurysm neck angulation: Early results using the enduring stentgraft system [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2011, 41(2): 193-200.
- [20] WANHAINEN A, NYMAN R, MATS-OLA E, *et al.* First report of a late type III endoleak from fabric tears of a zenith stent graft [J]. *J Vasc Surg*, 2008, 48(3): 723-726.
- [21] 陈鸿亮, 刘祥坤, 袁广银, 等. 有限元技术的镁合金支架紧缩膨胀行为的分析[J]. *中国医疗器械杂志*, 2014, 38(3): 161-164.