

文章编号: 1004-7220(2021)01-0014-08

支架作用下主动脉血管壁应力分析

杨帅星¹, 张明¹, 戴向晨², 薛玉国³, 刘浩飞¹

(1. 天津大学机械工程学院, 天津 300350; 2. 天津医科大学总医院血管外科, 天津 300052;
3. 首都医科大学附属北京安贞医院心脏中心, 北京 100029)

摘要:目的 利用有限元方法模拟主动脉覆膜支架与考虑残余应力的主动脉血管壁的耦合作用, 研究支架对主动脉血管壁应力分布的影响。方法 采用应力驱动的主动脉各向异性生长模型, 降低轴向和周向跨壁应力梯度, 从而在理想化健康人双层主动脉模型中生成三维残余应力场; 建立覆膜支架模型实现其虚拟植入; 对覆膜支架作用下的主动脉血管壁进行应力分析。结果 残余应力场对应的主动脉张开角 117.5° 在正常范围内, 残余应力的存在降低了血管壁在周向和轴向的跨壁应力梯度。支架作用下血管壁最大应力位于覆膜支架波峰与血管壁接触处。支架放大率为 20% 时, 血管壁最大周向、轴向应力分别为 412、132 kPa, 面内切应力 σ_{θ} 、 σ_{rz} 均为 78 kPa。残余应力作用下, 最大径向、周向与轴向应力分别下降 14.9%、40.5% 和 33.8%, 最大切应力 $\sigma_{r\theta}$ 、 σ_{rz} 和 $\sigma_{\theta z}$ 分别下降 2.5%、7.1%、27.0%。支架放大率从 10% 增加到 20%, 最大径向、周向与轴向应力分别增加 316%、129%、41%, 最大切应力 $\sigma_{r\theta}$ 、 σ_{rz} 和 $\sigma_{\theta z}$ 分别增加 661%、450%、466%。结论 残余应力有效降低了血管壁应力梯度。残余应力和支架放大率对血管壁的应力分布及最大应力有较大影响。

关键词: 残余应力; 主动脉; 覆膜支架; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.003

Stress Analysis of Aortic Vessels under Stent Graft

YANG Shuaixing¹, ZHANG Ming¹, DAI Xiangchen², XUE Yuguo³, LIU Haofei¹

(1. School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350, China; 2. Department of Vascular Surgery, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China; 3. Heart Center, Beijing Anzhen Hospital Affiliated to Capital Medical University, Beijing 100029, China)

Abstract: Objective To simulate the interaction between the stent graft (SG) and the aortic wall with finite element (FE) analysis by considering the influence of residual stress field, so as to study the stent influence on stress distributions of the aortic wall. **Methods** The three-dimensional (3D) residual stress field was generated in an idealized bi-layered thick-wall aortic model via a stress-driven anisotropic growth model by reducing the transmural stress gradient. Upon virtually deploying the SG, the stress on the aortic wall was calculated. **Results** The 3D residual stress field, corresponding to an opening angle of 117.5° , was shown to reduce the transmural stress gradient in both the circumferential and axial directions. The maximum stress was found at the contact area between aortic wall and wave peak of the stent. At 20% oversize ratio of the stent, the maximum stresses on the aortic wall in circumferential and axial direction were 412 and 132 kPa, respectively, while the in-plane shear stresses $\sigma_{r\theta}$ and σ_{rz} were both 78 kPa. Under residual stress, the maximum radial, circumferential and axial

收稿日期: 2019-11-19; 修回日期: 2020-01-10

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (11872267), 天津市自然科学基金青年项目 (18JCQNJC14400)

通信作者: 刘浩飞, 讲师, E-mail: hliu@tju.edu.cn

stresses were decreased by 14.9% , 40.5% and 33.8% , respectively , while the maximum shear stresses σ_{θ} , σ_{rz} , $\sigma_{\theta z}$ were reduced by 2.5% , 7.1% and 27% , respectively . With the increase of oversize ratio from 10% to 20% , the maximum radial , circumferential and axial stresses were increased by 316% , 129% and 41% , respectively , while the maximum shear stresses σ_{θ} , σ_{rz} , $\sigma_{\theta z}$ were increased by 661% , 450% and 466% , respectively . **Conclusions** The residual stress can effectively reduce the transmural stress gradient . Both the residual stress and the oversize ratio of the stent play an important role in modulating the wall stress distribution and the maximum stress .

Key words: residual stress ; aortic wall ; stent graft ; finite element analysis

胸主动脉腔内修复术 (thoracic endovascular aortic repair, TEVAR) 广泛应用于主动脉夹层的治疗。但研究发现, 多达 26.5% 主动脉夹层患者在 TEVAR 术后继发支架源性新破口 (stent induced new entry, SINE), 提高了再介入率^[1]。SINE 的发病机理还不明确, 有研究认为, SINE 与支架引起的主动脉壁的力学损伤有关^[2]。主动脉支架因其自膨性会对主动脉壁产生径向支撑力, 其大小在很大程度上取决于支架的放大率。从近端锚定区到远端, 血管壁直径明显缩小, 因而对于直筒型覆膜支架, 远端的支架放大率远高于近端锚定区。支架径向支撑力带来的血管壁力学损伤则可能导致远端 SINE 的形成^[3]。由此可见, 支架作用下主动脉壁的准确应力分析是理解 SINE 力学机理的基础。

目前, 已有不少学者对支架与血管壁相互作用进行数值模拟研究。任庆帅等^[4]研究血管支架在真实狭窄血管模型中不同扩张阶段的形变与受力; Chen 等^[5]开展支架的快速虚拟释放研究, 并对位移进行计算; 孟庄源等^[6]计算不同锚定区的支架释放后血管壁最大 von Mises 应力分布, 并依此推测出现 SINE 的位置; 刘鹏飞等^[7]通过有限元方法比较理想与趋直支架植入后所引起的血管壁力学环境的改变。众所周知, 残余应力是主动脉重要的力学特征之一。残余应力在轴向和周向平均了跨壁主动脉壁应力, 从而提高血管的承载能力, 增强主动脉壁的顺应性^[8]; 降低主动脉跨壁应力梯度, 可以防止主动脉壁发生破裂和产生主动脉夹层^[9]。高全超等^[10]基于均质、各向同性主动脉有限元模型, 计算二维残余应力对支架作用下血管在体应力的影响。然而支架作用下主动脉血管壁的应力分析还存在以下问题, 即主动脉血管壁的多层结构、各向异性超弹性力学特性及三维残余应力场还未得到

考虑。

本文通过有限元方法计算三维残余应力影响下各向异性、具有分层结构的主动脉模型在不同放大率覆膜支架作用下的应力状态。

1 材料和方法

1.1 几何模型和网格划分

动脉血管壁主要分为三部分: 内膜层比较薄, 主要参与代谢^[11]; 中膜层是最厚的一层, 由若干弹性肌肉层组成, 其结构改变是发生主动脉夹层病变的形态学基础; 外膜层的强度高于中膜层, 由胶原纤维构成^[12]。中膜和外膜层是主要的承力组织。新发破口多发生在覆膜支架远端的血管壁, 其形态接近直管。因此, 本文采用理想化双层主动脉模型, 内径 $R_i = 5.61$ mm, 壁厚 1.44 mm, 中膜与外膜厚度比为 4:3^[13]。经过网格无关性检验, 血管壁划分为 134 400 个 C3D8IH 单元。支架放大率定义为覆膜支架的外表面与血管壁内壁的半径差占血管内径的比值。对于直筒型覆膜支架, 临床上一般在近心端采用 10% 的放大率, 相应地其远心端放大率最大可达 20%^[14-15]。本文选择 3 种支架规格 (放大率分别为 10%、15%、20%) 进行计算 (见表 1)。选用 COOK 公司生产 Z 型覆膜支架产品进行支架环建模, 支架环由 5 波峰、截面 0.3 mm×0.3 mm 的正方形构成 (见图 1)。此款支架采用独立开环设计, 支架结构具有重复性和连续性, 支架中独立两环之间的力学环境相同, 故本文采用单一覆膜支架环以简化计算^[16]。支架骨架采用 C3D8IH 单元, 以克服弯曲变形下线性积分单元的剪切自锁问题。基于网格无关性测试, 最优化单元数为 9 000 个。覆膜内半径与支架环的外径相同, 厚度 0.1 mm, 覆膜采用壳单元 S4, 单元尺寸为 0.3 mm。

表1 算例描述

Tab.1 Description of the case

算例	残余应力	支架放大率/%
1	无	20
2(基准模型)	有	20
3	有	15
4	有	10



图1 支架模型示意图

Fig.1 Schematic diagram of the stent model (a) 5-strut Z-shaped stent, (b) Stent graft, (c) Idealized bilayer aortic model

1.2 本构关系

支架材料为镍钛形状记忆合金。本文重点关注支架释放后对主动脉壁应力分布的影响,故仅取其在体状态下奥氏体材料参数,弹性模量 $E = 51.7 \text{ GPa}$,泊松比 $\nu = 0.3$ [17]。覆膜材料采用PET针织材料, $E = 1.84 \text{ MPa}$, $\nu = 0.35$ [17]。

假设血管材料为各向异性、纤维增强近似的不可压缩软组织,其力学特性采用GOH模型描述 [13]。应变能函数为:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{(J^e)^2 - 1}{2} - \ln(J^e) \right) + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2 \varepsilon_1^2) - 1] + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2 \varepsilon_2^2) - 1] \quad (1)$$

$$\left. \begin{aligned} \varepsilon_1 &= \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_4 - 1) \\ \varepsilon_2 &= \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_6 - 1) \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: C_{10} 、 k_1 、 k_2 、 κ 、 θ 、 D 、为材料参数; $J^e \cong 1$, 表示材料的不可压缩性。 \bar{I}_1 是格林第1偏应变张量不变量; \bar{I}_4 、 \bar{I}_6 是右柯西格林张量偏量与纤维族的平均纤维角度的伪不变量。膜层和外膜层材料参数参考文献 [19] 中人主动脉样本双轴拉伸实验数据 (见表2)。

表2 人主动脉材料参数

Tab.2 Material parameters of human aorta

血管壁	C_{10}/kPa	k_1/kPa	k_2	κ	$\theta/(\circ)$	D
中膜层	23	127	4.495 2	0.320 1	0.000 8	10^{-3}
外膜层	8	71	1.690 1	0.301 3	0.001 0	10^{-3}

血管残余应力源于血管不协调生长 [18]。本文采用Liu等 [19] 提出的基于有限生长理论的应力驱动各向异性生长模型,对主动脉壁施加残余应力。以无应力状态为初始状态,在体加载状态下的总变形梯度为:

$$F^{\text{total}} = F^{\text{load}} \cdot F^{\text{rs}} = (F^{\text{P}} \cdot F^{\text{S}}) \cdot (F^{\text{a}} \cdot F^{\text{g}}) = (F^{\text{P}} \cdot F^{\text{S}} \cdot F^{\text{a}}) \cdot F^{\text{g}} = F^{\text{e}} \cdot F^{\text{g}} \quad (3)$$

式中: F^{load} 为载荷引起的变形梯度,由内压引起的变形梯度 F^{P} 和轴向拉伸引起的变形梯度 F^{S} 组成; F^{rs} 为残余变形对应的变形梯度,由弹性变形部分 F^{a} 和生长变形部分 F^{g} 组成。 F^{e} 为弹性总变形,假设应力驱动体积生长,变形梯度为:

$$F^{\text{g}} = \begin{bmatrix} v_1 & 0 & 0 \\ 0 & v_2 & 0 \\ 0 & 0 & v_3 \end{bmatrix} \quad (4)$$

式中: v_i 为生长系数。在局部柱坐标下, $i = 1, 2, 3$ 分别代表径向、周向和轴向。

本文通过应力驱动生长,使得轴向和向跨壁应力分布趋于均匀,从而生成三维残余应力。总体原理为:当某一个方向上应力过高时,通过在另外两个正交方向上生长,扩大血管壁横截面积,从而减小该方向的应力。生长演化规律为:

$$\left. \begin{aligned} \dot{v}_1 &= \frac{1}{t} (\alpha_{01} |\sigma_2| + \alpha_{02} |\sigma_3|)^\beta \\ \dot{v}_2 &= \frac{1}{t} (\alpha_{03} |\sigma_1| + \alpha_{04} |\sigma_3|)^\beta \\ \dot{v}_3 &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式中: \dot{v}_i 为生长速率; α (MPa^{-1}) 为应力对生长率的影响; σ_i 为主应力;无量纲常数 β 反映生长率对应力的敏感性。

残余应力作用下,血管壁内的生理稳态应力分布具有如下特点,即各层内的应力几乎均匀,但层间应力存在差异 [20]。引入停止准则,通过参数 r_{cir} 和 r_{axial} 描述层间跨壁应力均匀性。

$$\left. \begin{aligned} r_{\text{cir}} &= (\bar{\sigma}_2^{m,1} - \bar{\sigma}_2^{a,1}) / (\bar{\sigma}_2^{m,0} - \bar{\sigma}_2^{a,0}) \\ r_{\text{axial}} &= (\bar{\sigma}_3^{m,1} - \bar{\sigma}_3^{a,1}) / (\bar{\sigma}_3^{m,0} - \bar{\sigma}_3^{a,0}) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

式中: $\sigma_2^m, \sigma_2^a, \sigma_3^m, \sigma_3^a$ 分别为中膜层和外膜层的周向和轴向应力,上标0和1分别表示生长前后的状态。当 r_{cir} 和 r_{axial} 都小于指定的阈值 r_0 时,生长停止。

1.3 边界条件与接触设置

在柱坐标系下,边界条件设置如下:血管壁生长时,限制整个血管壁模型的周向自由度,约束血管壁下端的轴向自由度;血管壁与覆膜支架产生相互作用时,约束血管壁上下两端的轴向和周向自由度,约束覆膜支架一端轴向自由度,限制其整体转动自由度,依靠径向力与血管壁发生接触。支架骨架外表面与覆膜内表面采用绑定约束,以保证在模拟仿真过程中覆膜与骨架之间不发生相对移动^[21]。接触对的主表面为血管壁内表面,从表面为覆膜外表面,允许接触部件大变形,摩擦属性设置为主从面法向硬接触,切向摩擦接触,摩擦因数为0.2^[22]。

1.4 数值模拟有限元计算

本文旨在对支架释放后处于静力平衡状态

的主动脉壁进行应力分析,而支架释放过程对结果影响不大,可不予考虑。具体流程如下:

在柱坐标系下,限制血管壁的环向自由度,对血管壁施加载荷,轴向拉伸率为1.2,平均内压为12.8 kPa。通过各向异性生长,产生三维残余应力场。增加内压使血管壁膨胀至其内径稍大于覆膜支架外径后,激活血管壁和覆膜支架的接触,降低内压至收缩压16 kPa,完成支架与血管壁接触仿真。

进行各向异性生长时,层间应力差取 $r_0=0.17$,此时对应张开角为 117.5° ,在健康人主动脉的范围内^[9]。如图2所示,周向和轴向残余应力都达到层内均匀,层间存在应力差,模型所预测的周向和轴向残余应力大小与相关研究一致^[23]。

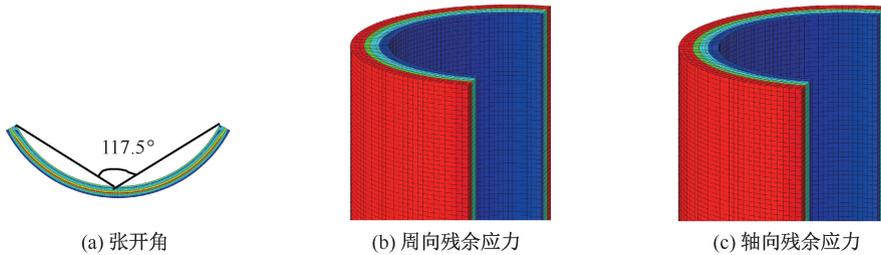


图2 残余应力作用下主动脉张开角和轴向、周向残余应力分布

Fig.2 Aortic opening angle and axial and circumferential residual stress distributions under residual stress

(a) Open angle, (b) Circumferential residual stress, (c) Axial residual stress

2 结果

2.1 应力分布分析

放大率为20% (基准模型)的支架与血管壁接触之后,由血管壁应力分布可见,在支架骨架与血管壁接触附近,径向应力明显较大;而周向与轴向应力在支架覆盖区较无支架覆盖区均有显著增大,故覆膜有较大作用。血管壁最大应力均位于支架骨架波峰与血管壁接触区域附近,径向、周向、轴向正应力分别为245、412、132 kPa,切应力 $\sigma_{r\theta}$ 、 σ_{rz} 和 $\sigma_{\theta z}$ 分别为78、78、27 kPa(见图3)。

取波峰位置的轴向剖面图可见,除轴向应力外,在波峰接触区域应力集中较明显。最大轴向应力出现在中膜与外膜交界处(见图4)。

2.2 残余应力影响

与基准模型无残余应力情况相比,残余应力作用下血管壁最大径向、周向、轴向应力分别下降了14.9%、40.5%、33.8%,最大切应力 $\sigma_{r\theta}$ 、 σ_{rz} 和 $\sigma_{\theta z}$ 分别下降了2.5%、7.1%、27.0%;此外,残余应力也相应提高了最小应力,使应力分布更加均匀(见图5)。

2.3 支架放大率对血管壁应力分布影响

在不同放大率支架的作用下,血管壁的应力分布规律相同。然而,支架放大率对在体最大应力有较大影响。支架放大率由10%增加至20%时,最大正应力分别增加了316%、129%、41%,最大切应力分别增加了661%、450%、466%。径向、周向应力随放大率的增长速度较轴向应力更快,而 $\theta-z$ 面内切应力 $\sigma_{r\theta}$ 、 σ_{rz} 随放大率的增长速度较面外切应力 $\sigma_{\theta z}$ 更快(见图6)。

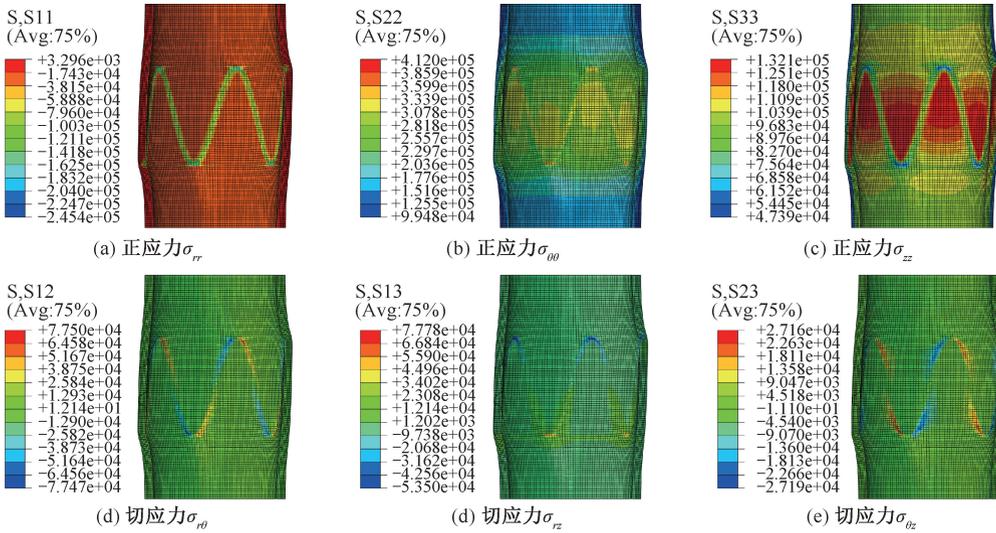


图 3 基准模型血管壁应力分布

Fig.3 Wall stress distributions of the baseline model (a) Normal stress σ_{rr} , (b) Normal stress $\sigma_{\theta\theta}$, (c) Normal stress σ_{zz} , (d) Shear stress $\sigma_{r\theta}$, (e) Shear stress σ_{rz} , (f) Shear stress $\sigma_{\theta z}$

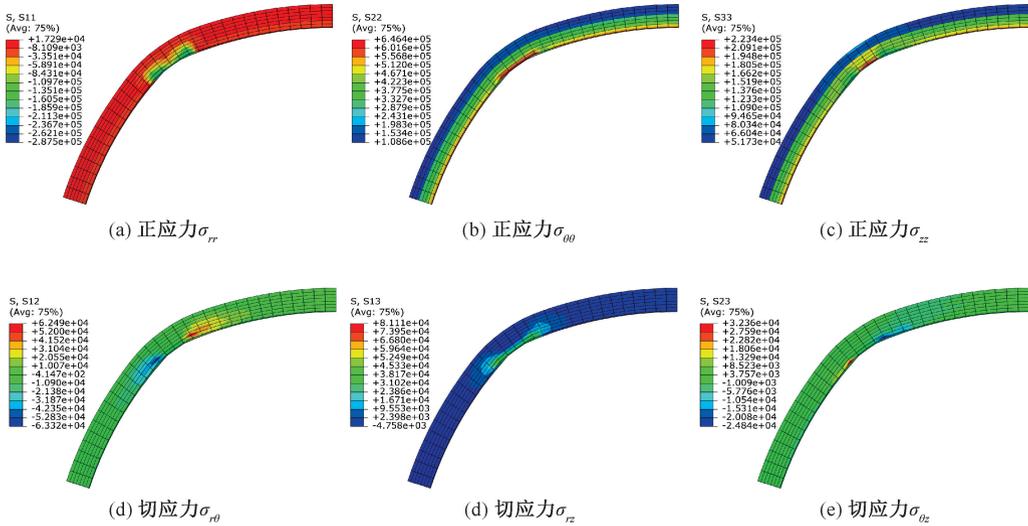


图 4 基准模型血管壁与波峰接触区域截面应力分布

Fig.4 Stress distributions on cross section between vessel wall and wave crest of the baseline model

(a) Normal stress σ_{rr} , (b) Normal stress $\sigma_{\theta\theta}$, (c) Normal stress σ_{zz} , (d) Shear stress $\sigma_{r\theta}$, (e) Shear stress σ_{rz} , (f) Shear stress $\sigma_{\theta z}$

3 讨论

关于支架的数值模拟研究主要集中于支架力学特性^[24]、支架植入对血流动力学的影响^[25]和血管壁应力分析^[25-27]3个方面。本文选用基于纤维增强的各向异性本构模型且考虑残余应力的影响,克服了血管壁本构模型的缺点,所得的血管壁应力分

析结果更具实际意义。

本文结果表明,支架覆盖部分的正应力较未覆盖部分有显著增加。Scheumann等^[28]研究发现,支架覆盖的主动脉壁较未覆盖部分发生了显著的中膜层变薄、肌肉纤维与弹力纤维减少等生长和重塑行为。因此,这一微观结构改变可能与支架覆盖段独特的应力状态有关。在不同放大率的支架与血

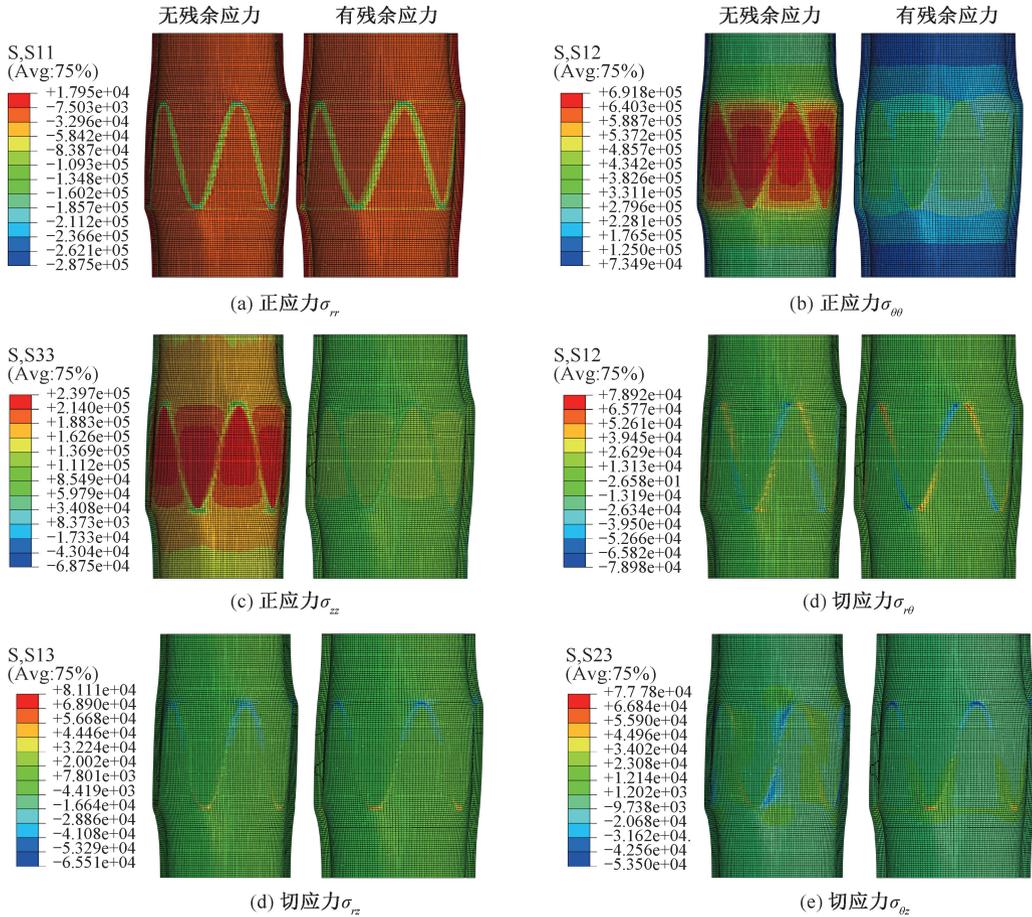


图 5 有无残余应力的主动脉血管在支架作用下应力分布

Fig.5 Stress distribution of aortic vessels with and without residual stress under the stent

(a) Normal stress σ_{rr} , (b) Normal stress $\sigma_{\theta\theta}$, (c) Normal stress σ_{zz} , (d) Shear stress $\sigma_{r\theta}$, (e) Shear stress σ_{rz} , (f) Shear stress $\sigma_{\theta z}$

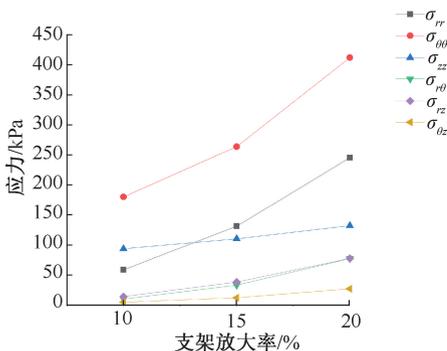


图 6 不同放大率覆膜支架作用下最大主动脉血管壁应力对比

Fig.6 Comparison of the maximum stress of aortic wall under stent grafts with different oversize ratios

管壁接触之后,血管壁应力分布规律具有一致性,最大应力均出现在支架骨架波峰与血管壁接触的区域,这与孟庄源等^[6]得到的支架在不同位置释放后血管壁最大应力位置分布规律一致。

由于三维残余应力场的存在,应力梯度显著降低,可见残余应力对血管壁起重要的保护作用。高全超等^[10]研究认为,在二维周向残余应力的影响下,支架产生的血管壁周向应力显著降低(降低约33%),这与本文结果一致(减小约40%)。由于本文更全面考虑了血管周向与轴向的残余应力,以及血管壁的分层结构和各向异性特性,故本文计算结果更接近真实的应力分布。

支架放大率是引发远心端 SINE 的重要风险因素之一^[2]。本文发现,各应力分量都随着放大率的增加而增大。尤其是最大径向、周向应力和面内切应力 $\sigma_{\theta\theta}$ 、 σ_{zz} 都显著增大,并迅速接近其极限应力^[29]。因此,支架源性的血管壁损伤可能与上述应力特征有关。

支架放大率为 20% 时,最大面内切应力 $\sigma_{\theta\theta}$ 和 σ_{zz} 均达到 78 kPa,接近主动脉面内极限切应力(分别为 115、118 kPa),而面外切应力仅为 27 kPa,远低于相应的极限切应力(918 kPa)。Sommer 等^[30]指出,夹层扩展是血管壁发生 II 型损伤的结果,且由于面内极限切应力远小于面外极限切应力,夹层扩展易发生于中膜层的 $\theta-z$ 平面内。本文则进一步发现,支架作用下的主动脉壁可能同样易于发生 $\theta-z$ 面内的剪切损伤失效。

本文的局限性如下:① 将血管壁模型简化为理想圆柱,忽略了血管壁弯曲度和壁厚变化等因素对应力分析的影响。然而,由于支架远端主动脉弯曲程度很低,故形态接近均匀壁厚的直筒圆柱。② 残余应力是复杂的力学特征,张开角随年龄、性别、部位、病理状态(如主动脉瘤)的不同而不同,如主动脉瘤性升主动脉张开角明显偏大^[31]。本文仅选取健康主动脉的残余应力进行研究,在一定程度上会影响应力等定量结果,但是不会影响本文的定性结论。

4 结论

本文采用基于双层圆柱理想化血管壁的各向异性生长模型对血管施加残余应力,并通过有限元计算模拟不同放大率覆膜支架植入后血管壁的应力分布。结果表明,在支架作用下,最大壁面应力位于支架网丝波峰处。残余应力使支架作用下的壁面应力分布更加均匀,降低了最大应力,对血管壁起保护作用。支架放大率增加,使得最大应力显著增大。

参考文献:

- [1] MA T, DONG ZH, FU WG, *et al.* Incidence and risk factors for retrograde type A dissection and stent graft-induced new entry after thoracic endovascular aortic repair [J]. *J Vasc Surg*, 2018, 67(4): 1026-1033.
- [2] 董智慧,符伟国,王玉琦,等. 胸主动脉腔内修复术后支架源性新破口——从支架力学损伤角度的思考[J]. *中国普外基础与临床杂志*, 2011, 18(10): 1031-1038.
- [3] PANTALEO A, JAFRANCESCO G, BUIA F, *et al.* Distal stent graft-induced new entry: An emerging complication of endovascular treatment in aortic dissection [J]. *Ann Thorac Surg*, 2016, 102(2): 527-532.
- [4] 任庆帅,任希力,彭坤,等. 血管支架在真实狭窄血管模型中扩张过程的模拟研究[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 488-494.
REN QS, REN XL, PENG K, *et al.* Simulation study on expansion process of vascular stent in realistic stenosis model [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 488-494.
- [5] CHEN D, MÜLLER-ESCHNER M, RENGIER F, *et al.* A preliminary study of fast virtual stent-graft deployment: Application to stanford type B aortic dissection [J]. *Int J Adv Robot Syst*, 2013, 10(3): 154.
- [6] 孟庄源,马韬,王盛章,等. 覆膜支架治疗主动脉夹层的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(4): 326-331.
MENG ZY, MA T, WANG SZ, *et al.* Finite element analysis of aortic dissection treated with stent graft [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(4): 326-331.
- [7] 刘鹏飞,邓小燕,孙安强. 支架植入后趋直现象对血管壁局部生物力学环境的影响[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(6): 483-489.
LIU PF, DENG XY, SUN AQ. Effects of straightening phenomenon caused by stent implantation on local biomechanical environment of the vascular wall [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(6): 483-489.
- [8] GASSER TC, OGDEN RW, HOLZAPFEL GA. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations [J]. *J R Soc Interface*, 2006, 3(6): 15-35.
- [9] SOKOLIS DP. Effects of aneurysm on the directional, regional, and layer distribution of residual strains in ascending thoracic aorta [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 46: 229-243.
- [10] 高全超,尚坤,龚晓波,等. 血管残余应力的两种求解方法及其应用[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 15-19.
GAO QC, SHANG K, GONG XB, *et al.* Two methods of constructing the residual stress on vessel and its application [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 15-19.
- [11] 冯元桢,著. *生物力学*[M]. 北京: 科学出版社, 1983.
- [12] 姜宗来. *生物力学研究前沿系列 血管力学生物学*[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017.
- [13] HOLZAPFEL GA, SOMMER G, AUER M, *et al.* Layer-specific 3D residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(4): 530-545.

- [14] LIN KK, RAGHAVAN ML, KRATZBERG JA. Role of aortic stent graft oversizing and barb characteristics on folding [J]. *J Vasc Surg*, 2012, 55(5): 1401-1409.
- [15] LI ZY, KLEINSTREUER C. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model [J]. *J Biomech*, 2006, 39 (12): 2264-2273.
- [16] 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.
- [17] KLEINSTREUER C, LI Z, BASCIANO CA, *et al.* Computational mechanics of nitinol stent grafts [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2370-2378.
- [18] KUHL E. Growing matter: A review of growth in living systems [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2014, 29: 529-543.
- [19] LIU H, ZHANG M, LIU M, *et al.* Finite element simulation of three dimensional residual stress in the aortic wall using an anisotropic tissue growth model [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2019, 92: 188-196.
- [20] SKALAK R, ZARGARYAN S, JAIN RK, *et al.* Compatibility and the genesis of residual stress by volumetric growth [J]. *J Math Biol*, 1996, 34(8): 889-914.
- [21] 谷雪莲, 胡方遒, 于凯, 等. 两种覆膜支架的生物力学对比分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 410-415.
GU XL, HU FQ, YU K, *et al.* Biomechanical comparison for two types of nitinol stent-grafts [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 410-415.
- [22] ZARINS CK, ARKO FR, CRABTREE T, *et al.* Explant analysis of AneuRx stent grafts: Relationship between structural findings and clinical outcome [J]. *J Vasc Surg*, 2004, 40(1): 1-11.
- [23] GARCÍA-HERRERA CM, BUSTOS CA, CELENTANO DJ, *et al.* Mechanical analysis of the ring opening test applied to human ascending aortas [J]. *Comput Method Biomech*, 2016, 19(16): 1738-1748.
- [24] 赵玉玺, 鲍贤豪, 吴明炜, 等. 调控支架构型预防主动脉弓部夹层平行支架术后内漏的生物力学研究[J]. *中国血管外科杂志(电子版)*, 2018, 10(4): 270-274.
- [25] 伍珩, 刘玉倩, 潘连强, 等. 基于个性化的冠脉支架植入后血流动力学分析[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(S1): 95.
WU H, LIUYUQ, PAN LQ, *et al.* Hemodynamical analysis on implantation of individualized coronary stent [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(S1): 95.
- [26] 刘宇星, 艾辽元, 毛琳, 等. 冠脉支架与血管耦合作用的有限元分析[J]. *北京生物医学工程*, 2019, 38(4): 331-338.
- [27] 何仕成, 瞿凯, 刘宛灵, 等. 支架植入位置对狭窄血管段支架内再狭窄影响的力学分析[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(S1): 121.
HE SC, QU K, LIU YL, *et al.* Mechanical analysis on influences of stent position on restenosis in stenotic stent [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(S1): 121.
- [28] SCHEUMANN J, HEILMANN C, BEYERSDORF F, *et al.* Early histological changes in the porcine aortic media after thoracic stent-graft implantation [J]. *J Endovasc Ther*, 2012, 19(3): 363-369.
- [29] GULTEKIN O, HAGER SP, DAL H, *et al.* Computational modeling of progressive damage and rupture in fibrous biological tissues; Application to aortic dissection [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2019, 18(6): 1607-1628.
- [30] SOMMER G, SHERIFOVA S, OBERWALDER PJ, *et al.* Mechanical strength of aneurysmatic and dissected human thoracic aortas at different shear loading modes [J]. *J Biomech*, 2016, 49(12): 2374-2382.
- [31] SOKOLIS DP. Effects of aneurysm on the directional, regional, and layer distribution of residual strains in ascending thoracic aorta [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 46: 229-243.