

文章编号: 1004-7220(2022)05-0925-08

典型胸主动脉裸支架的力学性能

冒鹏志¹, 沈景凤¹, 葛书晨²

(1. 上海理工大学 机械工程学院, 上海 200093; 2. 上海创心医学科技有限公司, 上海 201203)

摘要:目的 研究两种胸主动脉镍钛裸支架(Ze、Fa 支架)的力学性能,为裸支架的设计和临床选择提供理论依据。方法 建立两种裸支架的有限元模型和实物模型。分别完成两种裸支架弯曲、径向力和模拟使用的有限元分析,并进行对应的实物模型测试。通过实测结果验证有限元分析的准确性,预测支架植入后血管的应力和应变。结果 有限元分析表明,Ze、Fa 支架弯曲 90°时截面扁平率分别为 3.83%和 18.83%(实测为 8.57%和 14.27%),弯曲 180°时截面扁平率分别为 12.02%和 23.72%(实测为 14.37%和 23.35%)。Ze、Fa 支架在心脏收缩期最大径向力分别为 33、429 N/m(实测为 31、433 N/m),在心脏舒张期最大径向力分别为 27、146 N/m(实测为 29、179 N/m)。Ze、Fa 支架在植入后对血管造成的最大应力分别为 4、18 kPa,最大应变分别为 4.17%和 13.92%,最大直径扩张率分别为 1.03%和 8.98%。有限元分析和实测结果无显著性差异($P>0.05$)。结论 Ze、Fa 支架植入后对健康血管造成的最大应力、应变在许可范围内。Ze 支架的弯曲性能较优,适合被植入弯曲血管。Ze 支架径向力较弱,适合被作为仅提供内膜支撑的 Petticoat 支架。较强的径向力有助于加强 Fa 支架在血管内的稳定性,降低脊髓缺血风险,故 Fa 支架适合被作为限制性裸支架。

关键词: 胸主动脉裸支架; 力学性能; 主动脉夹层; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.024

Mechanical Properties of Typical Thoracic Aortic Bare Stents

MAO Pengzhi¹, SHEN Jingfeng¹, GE Shuchen²

(1. College of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Innocardiatic Medical Technology Co., Ltd., Shanghai 201203, China)

Abstract: **Objective** To study mechanical properties of two thoracic aortic bare stents (stent Ze and stent Fa), so as to provide the theoretical basis for the design and clinical selection of bare stents. **Methods** The finite element models and experimental models of two bare stents were constructed. Finite element analysis (FEA) on bending, radial force, simulated use of the two models were conducted. The accuracy of FEA was verified by experiment result and the vessel stress and strain after stent implantation were predicted. **Results** The FEA indicated that section flattening rates of stent Ze and stent Fa were 3.83% and 18.83% at 90° bending (8.57% and 14.27% in test results) and 12.02% and 23.72% at 180° bending (14.37% and 23.35% in experiment results). The maximal radial forces of stent Ze and stent Fa were 33 and 429 N/m in systolic phase (31 and 433 N/m in experiment results), and 27 and 146 N/m in diastolic phase (29 and 179 N/m in experiment results). The maximal stresses, strains, and diameter expansion rates of vessels implantation of stent Ze and

收稿日期:2021-08-16; 修回日期:2021-10-11

基金项目:国家自然科学基金项目(61201067)

通信作者:沈景凤,副教授,硕士生导师,Email: sh_jf@163.com

stent Fa were 4 and 18 kPa, 4.17% and 13.92%, and 1.03% and 8.98%, respectively. There was no significant difference between the FEA and experiment results ($P > 0.05$). **Conclusions** After implantation of stent Ze and stent Fa, the maximum stress and strain of vessels were within the allowable range. Stent Ze is suitable for curved vessel implantation with a better bending performance. Meanwhile, stent Ze has a lower radial force, and it can provide intimal support as the Petticoat stent with a lower radial force. Stent Fa has a higher radial force, and it can enhance its stability in vessels and reduce the risk of spinal ischemia, thus being suitable for restrictive bare stents.

Key words: thoracic aorta bare stents; mechanical properties; aortic dissection; finite element analysis

胸主动脉血管从心脏发出,依次被分为升主动脉、主动脉弓和降主动脉。血管由内膜、中膜和外膜组成。主动脉夹层(aortic dissection, AD)是一种常见的高死亡率血管疾病,中国平均每年新增约 1.5 万名 AD 患者^[1]。病变血管的内膜和中膜撕裂、分离,血流从内膜破口灌注,形成夹层。当内膜破口位于降主动脉并向下累及时,称之为 Stanford B 型夹层^[1]。胸主动脉腔内修复术(thoracic endovascular aortic repair, TEVAR)是复杂急性 Stanford B 型夹层的首选治疗方法,它通过在夹层血管内植入覆膜支架,封闭内膜破口,达到重塑血管的目的^[2]。主动脉远端再撕裂(distal stent graft-induced new entre, dSINE)是指覆膜支架封闭降主动脉近端破口,但夹层沿着血管继续扩张,甚至产生远端新破口。近 35% AD 患者在 TEVAR 术后发生 dSINE,且死亡率高达 25%^[3]。限制性裸支架(restrictive bare stent, RBS)和 Petticoat 技术作为 dSINE 的预防措施被提出。RBS 技术是在植入覆膜支架前,在降主动脉远端放置裸支架,通过裸支架限制覆膜支架远端释放尺寸,防止覆膜支架过度膨胀,减少内膜损伤;Petticoat 技术是在植入覆膜支架后,在降主动脉远端部署裸支架,预封闭远端血管内膜,防止 dSINE^[4-5]。

RBS 和 Petticoat 技术均有助于预防 dSINE,但临床使用的裸支架存在一定的产品缺陷。Cansud 等^[6]研究发现,TEVAR 联合 Petticoat 术后,裸支架发生移位、断裂、脱落的故障率高达 9.2%。有学者认为,当今标准缺少对胸主动脉裸支架力学性能和临床选择标准的规定^[7-8]。Demangnet 等^[9]对覆膜支架的 1 个支架环进行压握分析,但该研究未考虑连接线等对支架环的影响。

本文考虑连接线对裸支架的影响,通过有限元

分析两种裸支架弯曲、径向力和模拟使用,并进行对应的实物模型测试。通过仿真和实测结果的差异性对比,验证有限元前处理设置的合理性和仿真结果的真实性,预测临床手术中裸支架和血管的应力、应变,评估血管的受损伤程度,为裸支架的设计和临床选择提供理论依据。

1 研究对象

1.1 两种裸支架模型和血管模型

目前专为预防 dSINE 的产品有 Zenith Dissection Endovascular System (Cook Medica 公司, 美国)和 Fabulous 胸主动脉支架系统(杭州唯强医疗科技有限公司)。本文参考 Zenith 和 Fabulous 胸主动脉裸支架,建立两种支架模型,分别命名为 Ze 支架和 Fa 支架。两种裸支架的结构和尺寸参数详见图 1。本文使用 ABAQUS/EXPLICIT 作为有限元分析求解器,经过网格独立性检验,最终使用梁单元对两种支架划分同密度网格(Ze、Fa 支架网格数量分别为 11 993 和 22 857),实体单元划分血管网格(内、中、外膜网格数量分别为 8 500、6 300 和 7 300)。

临床研究表明,为确保支架可以稳固于主动脉中,支架的外径应比目标血管内径大 15%^[1]。因此,本文设定血管 3D 模型的内径为 26 mm。依据人体主动脉尺寸设定血管 3D 模型的内中外膜厚度分别为 0.48、1.18、0.93 mm^[10]。根据裸支架总长度假定血管 3D 模型长 200 mm。

1.2 材料参数

1.2.1 裸支架 有限元分析中, NiTi 的材料参数由实物模型 NiTi 丝的拉伸测试测定,通过 Auricchio 等^[11]提出的理论模型模拟 NiTi 材料的超弹性和各向同性行为,具体材料特性详见表 1^[12]。

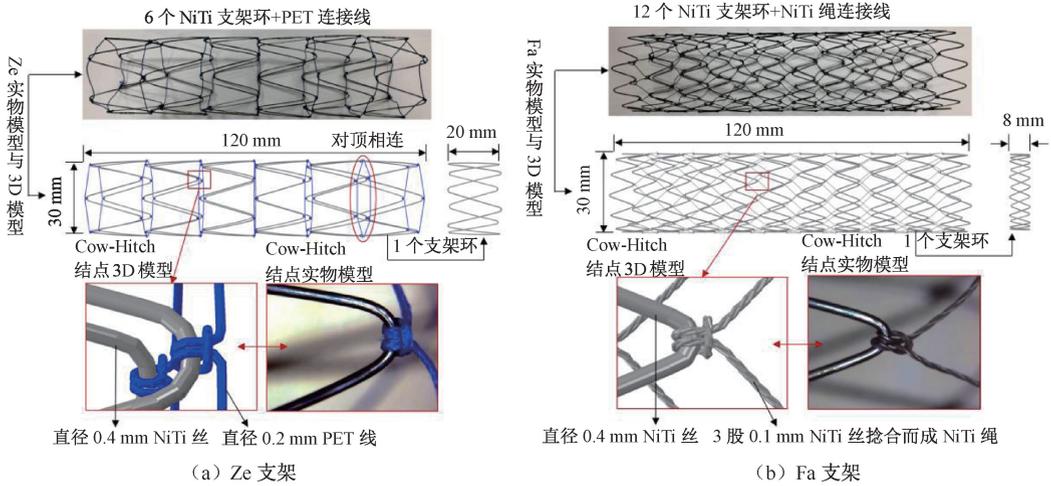


图 1 两种裸支架的结构和尺寸参数

Fig. 1 Structure and size parameters of two bare stents (a) Stent Ze, (b) Stent Fa

表 1 NiTi、PET 和血管材料特性

Tab. 1 Material properties of NiTi, PET and blood vessel

材料	参数	数值	材料	参数	数值
NiTi	密度, $\rho_N / (g \cdot cm^{-3})$	6.48	PET	密度, $\rho_P / (g \cdot cm^{-3})$	1.38
	奥氏体弹性模量, E_A / GPa	78.333		弹性模量, E_P / MPa	714
	奥氏体泊松比, ν_A	0.3		泊松比, ν_P	0.2
	马氏体弹性模量, E_M / GPa	32.253	血管	密度, $\rho_B / (g \cdot cm^{-3})$	1.06
		马氏体泊松比, ν_M		0.3	内膜剪切模量, μ_{01} / kPa
	转化应变, ϵ^L	0.05		中膜剪切模量, μ_{02} / kPa	93.572
	加载转化开始应力, σ_L^S / MPa	632		外膜剪切模量, μ_{03} / kPa	51.554
	加载转化结束应力, σ_L^E / MPa	700	泊松比, ν_B	0.49	
	卸载转化开始应力, σ_U^S / MPa	400			
	卸载转化结束应力, σ_U^E / MPa	310			
测试温度, $T_0 / ^\circ C$	37				

1.2.2 血管 有限元分析中,血管壁3层膜均是具有非线性特性的超弹性材料,基于应变能密度用于超弹性变性的 Neo-Hookean 本构理论可以较好地超弹性材料描述,应变能方程为^[13]:

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + (J^{el} - 1)^2/D_1 \quad (1)$$

式中: U 为单位参考体积应变能; I_1 是第1个应变不变量; J^{el} 是总体积比; C_{10} 和 D_1 是与血管初始剪切模量 μ_0 和泊松比 ν_B 相关的参数,关系方程为:

$$C_{10} = \mu_0/2 \quad (2)$$

$$D_1 = (3 - 6\nu_B)/(\nu_B\mu_0 + \mu_0) \quad (3)$$

参考 Holzapfel 等^[14]获得人体健康主动脉各层膜组织的材料参数,代入式(2)和(3)计算 C_{10} 和 D_1 。实

测中,血管介入训练模型(PLXG1009,上海璞临医疗科技有限公司)通过3D打印具有高弹性的高透明软硅胶还原人体主动脉血管形态和弹性特征。

2 研究方法

2.1 弯曲测试

裸支架在弯曲时会产生截面扁平现象,扁平截面会阻碍血液流动,过度压迫该区域血管^[15]。弯曲截面的扁平化会导致支架两端尺寸过度扩张,产成“狗骨头”(dog bone)效应,损伤支架端部处的血管内壁^[16]。因此,研究和评价裸支架的弯曲性能至关重要。

如图 2 所示,有限元分析中,设定裸支架两端顶点分别由点 RP_1 和 RP_2 控制;绕 Z 轴对 RP_1 和 RP_2 施加数值相等、方向相反的转角;锁定点 RP_1 和 RP_2 的其余两个转动自由度,保持裸支架在 XY 平面内^[17]。实测中,水平放置裸支架,使用杆件固定端部正对的两个顶点,控制杆件中点达到与有限元分析相同的弯曲效果。

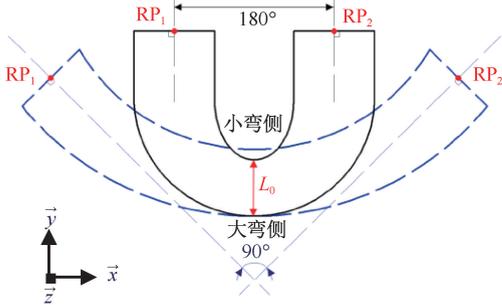


图 2 裸支架弯曲 90° (虚线) 和 180° (实线) 时示意图
Fig. 2 Diagram of bare stents at 90° bending (dashed line) and 180° bending (solid line)

2.2 径向力测试

在裸支架植入前,先将其压握进直径 6 mm 的鞘管,送至目标血管后撤除鞘管,支架回弹并与血管内壁接触,依靠径向力锚固于血管内。径向力过小,裸支架易移位、坍塌;径向力过大,裸支架回弹后易损伤内膜。

有限元分析中,使用圆筒壳模型模拟鞘管,对壳各节点施加径向位移,以模拟裸支架被压握释放的过程。锁定裸支架一端若干顶点的轴向和周向位移,防止其移动;设置壳与裸支架之间为无摩擦的硬接触,裸支架存在摩擦系数为 0.2 的自接触;在圆周方向上均匀对壳施加径向位移,使裸支架收缩至直径 6 mm 后再回弹至初始形态。实测中,使用径向力测试仪(Blockwise 公司,美国)对裸支架进行测试。由于测试仪内部不可视,无法观测到裸支架被压握后的形态,故将裸支架压握进直径 6 mm 的透明管中,观察其压握形态。

2.3 弯曲模拟使用测试

模拟裸支架在血管内的释放,预测支架植入后血管的应力、应变,可以评判两种裸支架释放形态的优劣和径向力大小的合理性。对比仿真和实测中支架的释放形态,可以判断有限元边界条件和约束载荷是

否与实际相符,判断血管模型仿真的应力应变预测值是否真实,评估释放后血管壁的受损伤程度。

有限元分析中,锁定裸支架和血管一端若干顶点的轴向和周向位移,防止二者移动;设置裸支架与血管为摩擦接触,摩擦因数为 0.2;设置壳与血管无接触;设置壳与裸支架之间为无摩擦的硬接触,裸支架存在摩擦系数为 0.2 的自接触;在圆周方向上均匀对壳施加径向位移,使裸支架收缩至直径 6 mm 后回弹并支撑在血管内。实测中,依据临床手术操作,使用输送系统在血管介入训练模型中完成裸支架的模拟使用测试。

3 测试结果

3.1 弯曲测试

基于临床研究,现阶段通常采用 90° 和 180° 作为支架弯曲测试标准角度,并使用截面扁平率 L_{R-a° 评价血管支架在弯曲 a° 时的截面扁平程度^[9],计算公式为:

$$L_{R-a^\circ} = (1 - L_{1-a^\circ}/OD) \times 100\% \quad (4)$$

式中: L_{0-a° 为裸支架弯曲 a° 时弯曲截面的最小外径;OD 为裸支架的初始外径。定义端部扩张系数 e_{1-a° 和 e_{2-a° ,以描述裸支架弯曲 a° 时两端尺寸扩张的程度,合理评价“狗骨头”效应的强弱,计算公式为:

$$e_{1-a^\circ} = L_{1-a^\circ}/OD \quad (5)$$

$$e_{2-a^\circ} = L_{2-a^\circ}/OD \quad (6)$$

式中: e_{1-a° 和 e_{2-a° 分别为裸支架在弯曲 a° 时两端端部的扩张系数; L_{1-a° 和 L_{2-a° 分别为裸支架在弯曲 a° 时两端端部的最大外径。截面扁平率和端部扩张系数测试结果详见表 2。

如图 3 所示,有限元分析中,Ze 支架弯曲 90° 时形态顺滑,而弯曲 180° 时小弯侧支架环上的连接线结点在杆上滑动,结点松散明显,整体裸支架无对顶设计的一端出现明显的短缩现象。Fa 支架弯曲 90° 时大弯侧有尖锐的突起,小弯侧相连的支架环出现明显的堆叠现象,Fa 支架 L_{R-90° 是 Ze 支架的 2.24 倍。Fa 支架弯曲 180° 时小弯侧支架环上的节点未明显滑动,但相连支架环的堆叠现象较弯曲 90° 时明显,Fa 支架 L_{R-180° 是 Ze 支架的 1.97 倍。配对 t 检验结果表明,有限元分析与实测结果无显著性差异($P>0.05$)。

表 2 两种裸支架弯曲 90°和 180°时截面扁平率和端部扩张系数

Tab. 2 Section flattening rates and end expansion rates of two bare stents at 90° and 180° bending

参数	Ze		Fa		参数	Ze		Fa	
	有限元	实测	有限元	实测		有限元	实测	有限元	实测
$L_{0_90^\circ}/\text{mm}$	28.85	27.43	24.35	25.72	$L_{0_180^\circ}/\text{mm}$	26.39	25.68	22.88	23.03
$L_{R_90^\circ}/\%$	3.83	8.57	18.83	14.27	$L_{R_180^\circ}/\%$	12.02	14.37	23.72	23.35
$L_{1_90^\circ}/\text{mm}$	29.95	30.30	30.32	30.20	$L_{1_180^\circ}/\text{mm}$	29.89	30.30	36.72	36.35
$L_{2_90^\circ}/\text{mm}$	29.94	30.20	30.51	30.10	$L_{2_180^\circ}/\text{mm}$	30.07	30.30	37.96	34.89
$e_{1_90^\circ}$	0.998	1.010	1.016	1.006	$e_{1_180^\circ}$	0.996	1.010	1.224	1.212
$e_{2_90^\circ}$	0.998	1.006	1.017	1.003	$e_{2_180^\circ}$	1.002	1.010	1.265	1.163

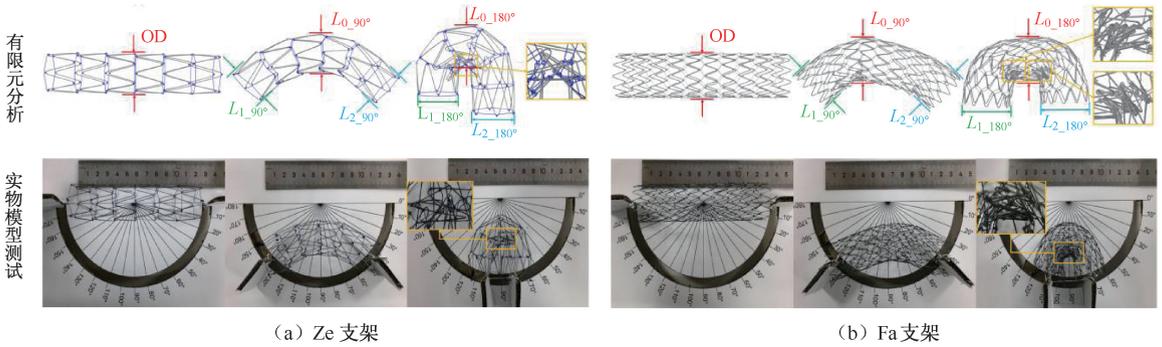


图 3 两种裸支架弯曲 90°和 180°时有限元分析和实物模型测试

Fig. 3 Finite element analysis and experiments of two bare stents at 90° and 180° bending (a) Stent Ze, (b) Stent Fa

3.2 径向力测试

如图 4 所示,有限元分析中,当裸支架被压握至鞘管尺寸后,Ze、Fa 支架的支架环均产生扭转、叠杆现象。Ze 支架的连接线被杂乱挤压在支架环之间,支架环最大应变为 2.2%,最大应变点位于支架环顶点处。Fa 支架连接线较整齐,支架环的最大应变为 9.7%,最大应变点位于支架环顶点处。实测中,两种裸支架的压握形态与有限元分析结果相

吻合。

支架的径向力有两种不同的表征方式,包括抵抗压握时的径向阻力 (radial resistance force, RRF) 和释放扩张时的慢性向外力 (chronic outside force, COF)。支架径向力 F_R 的计算公式为^[18]:

$$F_R = F/L \quad (7)$$

式中: F_R 为裸支架的径向力; F 为整体支架的测量力; L 为支架的轴向长度。径向力测试结果详见

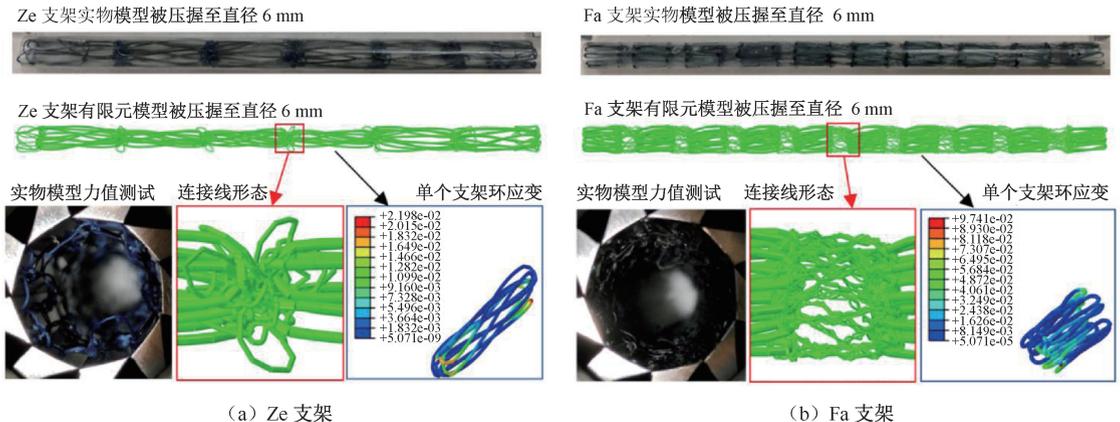


图 4 两种裸支架的径向力有限元分析和实测

Fig. 4 Finite element analysis and experiments of radial force for two bare stents (a) Stent Ze, (b) Stent Fa

图 5 和表 3。配对 t 检验结果表明,两种裸支架 F_R 的有限元分析与实物测试结果无显著性差异 ($P>0.05$)。

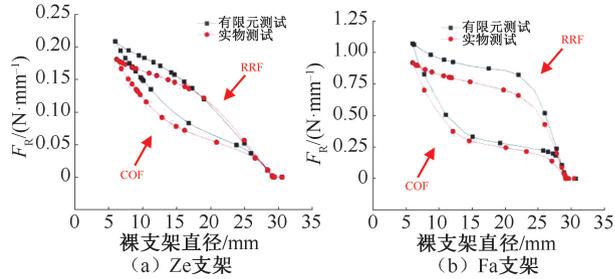


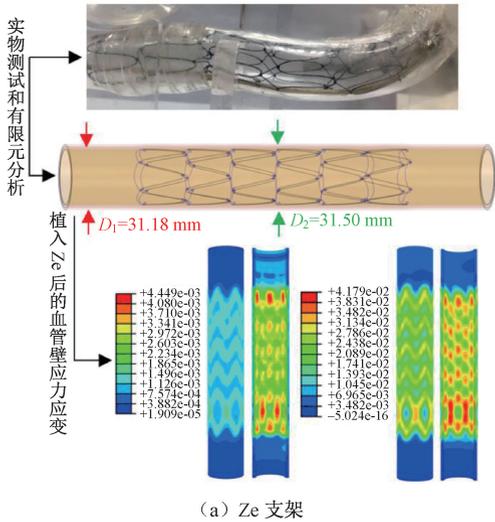
图 5 两种裸支架的径向力曲线

Fig. 5 Radial force curves of two types of bare stents

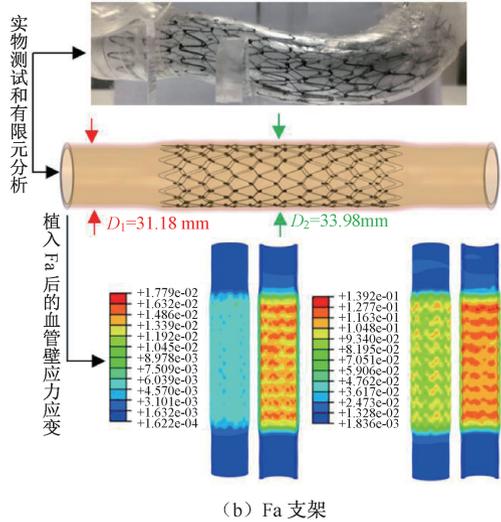
(a) Stent Ze, (b) Stent Fa

3.3 模拟使用测试

有限元分析表明,Ze 支架植入后,连接线松弛并向内突起,目标血管外径扩张 0.32 mm,扩张幅度



(a) Ze 支架



(b) Fa 支架

图 6 两种裸支架的模拟使用测试结果

Fig. 6 Results of simulated use for two bare stents (a) Stent Ze, (b) Stent Fa

4 讨论

弯曲时,Ze 支架形态顺滑,截面扁平率小,端部直径扩张系数小,表明 Ze 支架的弯曲性能较优,适于被植入弯曲血管中。与 Ze 支架相比,Fa 支架大弯侧的尖锐突起明显,小弯侧支架环更易堆叠,这会导致其与血管内壁的贴合性差,易内折,同时堆叠的支架环会阻碍管腔内血液的流动,产生微小血栓。Fa 支架 $e_{1,180^\circ}$ 和 $e_{2,180^\circ}$ 均远大于 1,说明弯曲

表 3 两种裸支架在鞘管和血管尺寸时径向力

Tab. 3 Radial force of two bare stents at the size of sheath and vessels

阶段	目标尺寸/ mm	Ze		Fa	
		有限元	实测	有限元	实测
RRF	26	33	31	429	433
	6	152	173	765	892
COF	26	27	29	146	179

为 1.03%;血管的最大应力、应变分别为 4 kPa、4.17%,位于与对顶结构接触的内膜上。Fa 支架植入后,连接线与血管内壁紧密贴合,目标血管外径扩张 2.80 mm,扩张幅度为 8.98%;血管的最大应力、应变分别为 18 kPa、13.92%,位于与支架环接触的内膜上。实测中,支架的释放通过后撤鞘管完成,相较于有限元分析结果,Ze 支架连接线的松弛内突程度小,其他释放形态与有限元分析结果吻合(见图 6)。

180°时 Fa 支架两端端部扩张显著,“狗骨头”效应明显。Mwipatayi 等^[18]研究表明,“狗骨头”效应会损伤支架端部处的内膜,导致内膜增生并引发血管腔内狭窄。

在压握形态方面,被压握至鞘管尺寸后,两种裸支架的连接线均会恶化支架的压握形态,增加支架环压握后的应变。Ze 支架杂乱的连接线可能会阻碍其正常回弹。Hofferberth 等^[19]报道了 1 名患者在接受 Ze 型裸支架植入时,支架卡在降主动脉

远端并需要开放手术中转治疗的病例,这可能是杂乱挤压在支架环间的柔性 PET 线意外缠绕束缚住支架环所致。Ze 支架被压握后, PET 线结点易松散,这会导致植入后支架在血管长期搏动中发生解体。Lombardi 等^[20]报道了 2 例由于连接线断裂、结点松散,患者需要二次干预的 Ze 型裸支架环分离的病例。同时, PET 线贴壁性差会干扰后续鞘管的输送,而 Fa 支架的 NiTi 绳连接线经过热处理定型后,稳定性强、结点牢固。研究表明,仅对 1 个支架环进行压握时,支架环形态良好、支架杆分布均匀^[9,16]。本文发现,由于鞘管内连接线的挤压,两种支架环均呈现出扭曲、叠杆的压握形态, Fa 支架的支架环最大应变已经超出 NiTi 材料 8% 的屈服应变,说明 Fa 支架环在被压握后会发生塑性形变,被释放后 Fa 支架无法完全恢复到初始尺寸。

裸支架在血管腔内回弹后,依靠 COF 锚固于血管壁上,当心脏搏动时,主动血管壁会随之产生收缩与舒张,裸支架对血管壁的反作用力在 RRF 和 COF 两种表征之间交替。Canaud 等^[6]随访研究表明,有 5 名患者在接受 Ze 型裸支架植入 6 个月,由于径向力较弱,支架发生塌陷。本文发现, Fa 支架的 RRF 和 COF 分别是 Ze 支架的 13.0~13.9 倍和 5.4~6.1 倍。Ze 支架的径向力较弱,适合被作为仅提供内膜支撑的 Petticoat 支架^[3],但过小的 COF 会导致其在长期的血管搏动中发生移位、坍塌^[21]。Fa 支架的径向力较强,这有助于加强其在血管内的稳定性,降低脊髓缺血风险,故 Fa 支架适合被作为限制性裸支架^[3]。

评估裸支架径向力是否合理应考虑血管所能承受的能力。Freeman 等^[22]研究认为,健康主动血管壁的安全应力小于 0.6 MPa,安全应变小于 15%。本文结果表明,两种裸支架对健康血管壁造成的应力、应变均处于安全范围内,但接受 Fa 支架植入的血管直径扩张的幅度近 9%,这会加剧内膜增生^[18]。不同患者的内膜增生程度和血管壁安全应力、应变不同^[23]。例如:马凡综合征患者的主动血管壁具有易碎性,它的安全应力应变远小于健康血管^[24]。Fa 支架对健康血管壁造成的应变已临近安全值,故 Fa 支架有可能对病变的血管壁造成损伤。

有限元仿真和实测结果的差异性较小,说明有限元前处理设置合理,临床手术中裸支架和血管应

力应变预测值的可信度高。但两者部分结果存在差异,影响因素分析如下:

(1) 有限元仿真中的影响因素。仿真使用理想化的模型、边界条件和约束载荷,采用本构模型近似模拟材料的超弹性行为,故仿真与实测结果不完全一致。

(2) 实测中的影响因素。弯曲实测中,无法消除由 XY 平面、测试台平面与裸支架水平横切面三者不绝对平行而带来的误差。径向力实测中,裸支架表面粗糙度不均、压握模组的自身摩擦等都会影响结果。模拟使用实测中,鞘管的后撤拉力会影响裸支架的释放形态,结果表明,后撤拉力仅对 Ze 支架柔性连接线存在较大影响。另外,支架使用次数、实测环境、数据采集、数据处理等,都会影响实测结果的精确性。

5 结论

本文完成了两种裸支架弯曲、径向力和模拟使用的有限元分析,同时进行对应的实物模型测试,并结合现有临床报道,对比分析两种裸支架结构的优劣。本文研究结果表明:

(1) 两种裸支架释放后对健康血管壁造成的应力、应变均处于安全范围之内,但 Fa 支架对健康血管壁造成的应变已临近安全值, Fa 支架有可能对病变的血管壁造成损伤。

(2) Ze 支架适于弯曲形血管 dSINE 的预防与治疗,适合被作为仅提供内膜支撑的 Petticoat 支架,因为其弯曲性能较优,径向力较弱。但较弱的径向力可能会导致 Ze 支架在长期的血管搏动中发生移位、坍塌。Ze 支架的 PET 连接线贴壁性差、稳定性差、节点易松散,可能会阻碍二次手术干预。

(3) Fa 支架适合被作为限制性裸支架,因为其径向力较强,这有助于加强其在血管内的稳定性,降低脊髓缺血风险,但也带来了更高的主动血管壁损伤风险。弯曲时 Fa 支架会产生显著的“狗骨头”效应,这会干涉主动血管腔内血液流动。Fa 支架被压握后会发生塑性形变,无法完全回弹至初始尺寸。

本文分析方法与结果可以给胸主动脉裸支架的设计和临床选择提供理论依据。后续本研究将考虑血液流体动力学对植入裸支架的影响,以提高有限元分析的准确性。

参考文献:

- [1] 主动脉夹层诊断与治疗规范中国专家共识 [J]. 中华胸心血管外科杂志, 2017, 33(11): 641-654.
- [2] RIAMBAU V, BÖCKLER D, BRUNKWALL J, *et al.* Editor's choice-management of descending thoracic aorta diseases: Clinical practice guidelines of the European Society for Vascular Surgery (ESVS) [J]. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2017, 53(1): 4-52.
- [3] ZHA B, XU G, ZHU H, *et al.* Endovascular repair of type B aortic dissection with the restrictive bare stent technique: morphologic changes, technique details, and outcomes [J]. Ther Clin Risk Manag, 2018, 67(1): 1993-2002.
- [4] ZHAO Y, YIN H, CHEN Y, *et al.* Restrictive bare stent prevents distal stent graft-induced new entry in endovascular repair of type B aortic dissection [J]. J Vasc Surg, 2018, 67(1): 93-103.
- [5] ZENG Z, ZHAO Y, WU M, *et al.* Endovascular strategies for post-dissection aortic aneurysm (PDAA) [J]. J Cardiothorac Surg, 2020, 15(1): 1-10.
- [6] CANAUD L, FAURE EM, OZDEMIR BA, *et al.* Systematic review of outcomes of combined proximal stent-grafting with distal bare stenting for management of aortic dissection [J]. Ann Cardiothorac Surg, 2014, 3(3): 223-233.
- [7] 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.
- [8] SANTOS ÁD, VALDIVIA AR, ALGUACIL SG, *et al.* Symptomatic aortic bare-metal stent fracture after PETTICOAT technique for complicated type B aortic dissection [J]. Ann Vasc Surg, 2019, 59: 311. e1-311. e4.
- [9] DEMANGET N, DUPREY A, 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.
- [10] WEISBECKER H, PIERCE D M, REGITNIG P, *et al.* Layer-specific damage experiments and modeling of human thoracic and abdominal aortas with non-atherosclerotic intimal thickening [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2012, 12: 93-106.
- [11] AURICCHIO F, TAYLOR RL. Shape-memory alloys: Modeling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior [J]. Comput Meth Biomech Biomed Eng, 1997, 143: 175-194.
- [12] GOMIDE LC, CAMPOS DO, ARAÚJO CA, *et al.* Mechanical study of the properties of sutures used in orthopedics surgeries [J]. Rev Bras Ortop, 2019, 54(3): 247-252.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] HOLZAPFEL GA. Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure [J]. J Theor Biol, 2006, 238(2): 290-302.
- [16] MCKENNA CG, VAUGHAN TJ. An experimental evaluation of the mechanics of bare and polymer-covered self-expanding wire braided stents [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2020, 103: 103549.
- [17] ZHOU X, YANG F, GONG X, *et al.* Development of new endovascular stent-graft system for type B thoracic aortic dissection with finite element analysis and experimental verification [J]. J Mater Sci Technol, 2019, 35(11): 2682-2692.
- [18] 赵艺文, 闫士举, 司逸, 等. 几何参数对 Z 型覆膜支架柔顺性的影响 [J]. 医用生物力学, 2019, 34(1): 7-13.
- [19] ZHAO YW, YAN SJ, SI Y, *et al.* Effects of different geometric parameters on flexibility of Z-shaped stent-grafts [J]. J Med Biomech, 2019, 34(1): 7-13.
- [20] MWIPATAYI BP, THOMAS S, WONG J, *et al.* A comparison of covered vs bare expandable stents for the treatment of aortoiliac occlusive disease [J]. J Vasc Surg, 2011, 54(6): 1561-1570.
- [21] HOFFERBERTH SC, FOLEY PT, NEWCOMB AE, *et al.* Combined proximal endografting with distal bare-metal stenting for management of aortic dissection [J]. Ann Vasc Surg, 2012, 93(1): 95-102.
- [22] LOMBARDI JV, VAMBRIA RP, NIENABER RP, *et al.* Prospective multicenter clinical trial (STABLE) on the endovascular treatment of complicated type B aortic dissection using a composite device design [J]. J Vasc Surg, 2012, 55(3): 629-640.
- [23] ATKINS MD, MARROCCO CJ, BOHANNON WT, *et al.* Stent-graft repair for blunt traumatic aortic injury as the new standard of care: Is there evidence? [J]. J Endovasc Ther, 2009, 16(suppl 1): 53-62.
- [24] FREEMAN JW, SNOWHILL PB, NOSHER JL. A link between stent radial forces and vascular wall remodeling: the discovery of an optimal stent radial force for minimal vessel restenosis [J]. Connect Tissue Res, 2010, 51(4): 314-326.
- [25] SULTAN I, DUFENDACH K, KILIC A, *et al.* Bare metal stent use in type B aortic dissection may offer positive remodeling for the distal aorta [J]. Ann Vasc Surg, 2018, 106(5): 1364-1370.
- [26] UCHIDA T, KOBAYASHI K, NAKAI S, *et al.* Bare stent removal in open thoraco-abdominal aortic repair after endovascular treatment with the PETTICOAT technique [J]. Interact Cardiovasc Thorac Surg, 2020, 31(2): 271-273.