

两种覆膜支架的生物力学对比分析

谷雪莲¹, 胡方道¹, 于凯¹, 李中华², 宋成利¹

(1. 上海理工大学 教育部微创医疗器械工程研究中心, 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** 应用数值模拟方法研究两种直管型覆膜支架在植入过程中自膨胀释放、平衡状态、支架弯曲3种工况下的生物力学特性,并对比支架结构变化对其各生物力学指标的影响。**方法** 建立两款环状覆膜支架(支架I、II,其中支架II各独立支架单元间添加连杆加固)和目标血管的有限元模型。使用输送鞘将支架输送到目标血管中,释放输送鞘使支架自膨胀释放,并建立血管和覆膜支架的接触关系;释放完全后,在支架内表面施加6.65~19.95 kPa(50~150 mmHg)动脉压;在支架两端施加角位移以使其弯曲变形。最后分析变形血管的等效应力峰值,覆膜支架在各工况下的最大主应变峰值、等效应力峰值及形态的变化。**结果** 在自膨胀释放过程中,支架I、II造成血管壁应力集中的峰值分别为0.349、0.371 MPa;平衡状态中,支架I、II平均应变分别为0.086%、0.053%,振荡应变分别为0.049%、0.027%,覆膜应力峰值分别为2.098、2.430 MPa;支架弯曲变形时,支架I、II最大主应变峰值分别为0.069%、0.101%,覆膜变化形态上支架I褶皱更为严重。**结论** 两种覆膜支架在各状态下应力应变都满足相应材料屈服极限;支架II由于单元间存在连杆而使其在释放过程中具有更大的径向支撑力,动脉压作用下具有较低应变水平,支架弯曲变形时也能具备更好的贴壁性。研究结果可以为覆膜支架的结构设计以及覆膜材料选择提供一种分析方法,并给临床覆膜支架介入手术操作提供直观、准确的技术指导。

关键词: 覆膜支架; 腹主动脉瘤; 镍钛合金; 数值模拟; 力学特性

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.05.410

Biomechanical comparison for two types of nitinol stent-grafts

GU Xue-lian¹, HU Fang-qiu¹, YU Kai¹, LI Zhong-hua², SONG Cheng-li¹ (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 study biomechanical properties of two types of cylindrical nitinol stent-grafts under working condition of self-expanding, full deployment and bending, and analyze effects of structural change on biomechanical indexes of the grafts by numerical simulation methods. **Methods** Firstly, the finite element models of two annular stent-grafts (i. e. stent-graft I, stent-graft II, and a connecting rod was added to each stent unit of stent-graft II for reinforcement) and target vessels were built. The stent-graft was transported to target vessel by delivery sheath, which was then removed to self-expand the stent-graft, and the contact between the vessel and the stent-graft was established. Secondly, the arterial pressure of 6.65-19.95 kPa (50-150 mmHg) was applied to inner surface of the stent-graft when the stent-graft was fully deployed. Thirdly, the angular displacement was applied to both ends of the stent-graft to bend and deform the stent-graft. Finally, the maximum Von Mises stress (VMS) of the deformed vessel, the maximum principal strain (MPS), the maximum VMS and structural changes of the stent-graft were analyzed. **Results** For both the stent-graft I and II, when they were self-expanding, the maximum VMS on the vessel was 0.349 MPa and 0.371 MPa, respectively; when they were fully deployed, the mean strain was 0.086% and 0.053%, the alternating strain was 0.049% and 0.027%, the maximum

VMS on the membrane was 2.098 MPa and 2.430 MPa, respectively; when they were bent, the MPS was 0.069% and 0.101%, respectively, with more serious deformation on stent-graft I. **Conclusions** The strain and stress of two stent-grafts under each working condition were less than their own material yielding limit. Stent-graft II showed larger radial force in self-expanding, smaller strain under arterial pressure and better flexibility in bending deformation due to its connecting rod between each stent unit. These research results would provide an analysis method for structure design and material selection of the stent-graft, as well as a more intuitive and accurate technique guidance for intervention operation of the stent-graft in clinic.

Key words: Stent-graft; Abdominal aortic aneurysm; Nitinol alloy; Numerical simulation; Biomechanical properties

腹主动脉瘤(abdominal aortic aneurysm, AAA)是一种存在潜在生命危险的疾病,每年都有近万人因AAA破裂而死亡^[1]。临床多通过开腹手术或动脉瘤腔内修复(endovascular aneurysm repair, EVAR)手术对该病症进行治疗。EVAR是在数字血管造影动态监测下,经双侧股动脉的小切口,通过输送系统将覆膜支架植入AAA腔内,重建新的血流通道。近年来,EVAR以其创伤小、并发症少、安全性高、患者痛苦少等优势逐渐代替传统手术,成为治疗AAA的主要方法。Greenhalgh等^[2]的临床统计证明,EVAR相较于传统手术能够很大程度上减少术后并发症和死亡率。然而,长期以来临床数据表明,EVAR术后病变部位依旧存在一定的复发率,造成这些修复失败的原因主要有支架移位、内漏、疲劳折损等^[3-6]。因此,EVAR术中使用的覆膜支架特性对治疗效果尤为重要。

覆膜支架是指金属支架外面或内面覆盖膜性材料的介入医疗器械,通常分为直管型及分叉型(见图1)。支架部分常采用镍钛合金等具有优良机械性能的金属材料,以提供足够支撑力,覆膜材料多为聚酯、膨体聚四氟乙烯等。覆膜支架植入使用过程中较常出现的问题包括:支架自膨胀释放时,支架未能完全释放问题或者是支架部分强行撑开血管,撕裂划伤血管壁;植入平衡状态下由于周期血压作用造成支架疲劳折损;支架弯曲变形而使覆膜褶皱无法完全贴附血管壁,或因过度褶皱产生裂缝而形成内漏等^[3-6]。国内外对于AAA的生物力学研究较多,但鲜有关于AAA直管型覆膜支架的生物力学研究报道。Gong等^[7]对各类型镍钛合金支架进行数值模拟分析,提出了对血管支架结构优化设计较有参考价值的建议,但诸多分析中都未曾将覆膜纳入考虑。Kleinstreuer等^[8]建立了覆膜支架有限元模

型,分析和评价其植入体内前后的生物力学性能;然而该研究所建立的支架模型为理想模型,结构与尺寸皆与临床实际使用的覆膜支架差距较大,同时研究重点在于支架与覆膜材料的选择,忽略了支架结构设计对于各种工况覆膜支架生物力学特性的影响。Demanget等^[9]运用数值模拟方法研究分析两种不同结构的覆膜支架在弯折状态下支架与覆膜的各力学参数情况,但是所研究的工况仅限于弯折变形,难以说明结构的改变对于覆膜支架植入过程的影响;且该研究选择的弯折状态太过于极限,并不符合AAA病变处的一般情况,无法给覆膜支架的设计与改进提供直接参考。

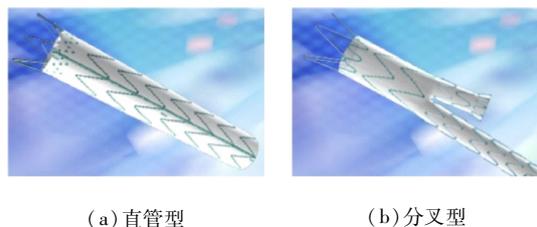


图1 覆膜支架外形图

Fig. 1 Profile of the nitinol stent-graft (a) Cylindrical stent-graft, (b) Bifurcating stent-graft

针对上述问题,本文建立了两种不同结构的覆膜支架及理想血管的有限元模型,采用有限元分析方法研究覆膜支架在植入前后3种模拟过程(自膨胀释放、植入后平衡状态、支架弯曲)中对器械本身及血管壁造成的生物力学性能影响,对比支架结构变化对其各生物力学指标的影响,以期对覆膜支架的结构设计提供参考。

1 材料与方法

1.1 模型建立

选取上海某公司的覆膜支架结构参数建立第1

种直管型覆膜支架模型(支架 I),其主体由相互独立的正弦线骨架单元组成,骨架内部附着一层圆筒状覆膜。根据 Demanget 等^[9]的研究结果,该形状支架在弯折状态下存在径向变形较大等问题,故通过在各独立正弦线单元间增加连接杆的方式对支架 I 结构进行改进,从而建立第 2 种覆膜支架模型(支架 II)。两种覆膜支架形状如图 2 所示,总长度为 100 mm,外径为 20 mm,各骨架单元长为 15 mm,壁厚为 0.2 mm。

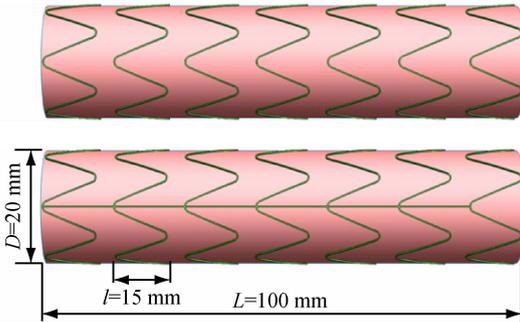


图 2 覆膜支架装置结构

Fig. 2 Structure of the nitinol stent-graft

利用 Solidworks 2010 及 Hypermesh 11.0 软件建立覆膜支架、输送鞘和模拟血管的几何模型和有限元模型,随后导入有限元分析软件 ABAQUS 6.10 CAE 中进行各项属性定义及后续计算。模拟血管根据临床数据被建成一个内径为 18 mm、壁厚为 0.2 mm 的空心圆管;输送鞘被简化成为一个三维直管壳状体。由于两种覆膜支架皆为周期性结构,为减少计算量缩短计算时间,仅分别选取 3 节单元建立有限模型参与模拟分析。在建立覆膜支架的有限元模型时,支架及覆膜部分分别采用 C3D8I 和 S4 单元,在保证计算精度的同时,可以减小计算周期,提高收敛性。对目标血管在厚度方向上分布两层均匀等厚度实体单元,保证计算精度、降低计算成本。支架输送鞘因被定义为刚性面,故采用 SFM3D4R 单元(见表 1)。

1.2 本构模型

1.2.1 支架 两种覆膜支架的金属支架部分皆为镍钛合金材质。镍钛合金材料因其具有超弹性、形状记忆性、抗疲劳性、抗腐蚀性及良好的生物相容性^[10],在医学领域被广泛应用。将金属支架部分设

置为各向同性、均匀、不可压缩的材质,镍钛合金材料各项参数引用文献[8],模拟过程设置在人体内环境温度 37 °C 情况下进行计算。在人体温度下,镍钛合金材料的力学性能评价主要以最大主应变(maximum principal strain, MPS)为基础,故模拟分析后将处理结果中的 MPS 峰值与镍钛合金材料的马氏体转化应变阈值(6%)以及屈服应变阈值(12%)^[8]进行比较,从而分析判断支架结构中裂纹及断裂机率。

表 1 有限单元模型参数

Tab. 1 Parameters of the finite element model

材料	节点数	单元数	单元类型
支架 I	24 012	11 988	C3D8I
支架 II	25 272	14 082	C3D8I
覆膜	1 845	1 760	S4
支架输送鞘	1 260	1 225	SFM3D4R
模拟血管	10 368	5 103	C3D8H

1.2.2 覆膜与血管 覆膜支架附着的膜材料为膨化聚四氟乙烯(e-PTFE),将其定义为各向同性的壳体,其各项材料参数引用文献[8]。为较好地建立理想血管模型,使用 Neo-Hookean solid 超弹性材料本构模型对血管进行定义, Strain-Energy 方程为:

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

式中: I_1 为应变不变量, J 为体积比, C_{10} 与 D_1 为材料常数。根据 Zidi 等^[11]提出的计算方法,设定 $C_{10} = 648 \text{ MPa}$, $D_1 = 0.0007$ 。

1.3 边界条件与载荷

1.3.1 自膨胀释放 覆膜支架植入前需先压握入输送鞘,当输送到病变处即撤除输送鞘,支架则凭借镍钛材料的超弹性可以弹性回弹到初始尺寸并与血管接触,依靠径向力固定于病变处。该过程中,将覆膜支架与血管的有限元模型转化到总体圆柱坐标系下;对覆膜支架和血管在周向及轴向进行约束;设置接触属性时,目标血管内表面和覆膜支架外表面定义为摩擦接触,摩擦因数为 0.25^[8],支架外表面与覆膜内表面绑定(tie)住以保证在模拟过程中支架与覆膜之间不会发生相对移动^[9]。

1.3.2 植入后平衡状态 当覆膜支架成功植入

AAA 病变处时,将依靠支架材料超弹性固定于病变部位,支架主体将形成新的血流通道以减小并消除血压对动脉瘤壁的冲击,此时覆膜支架处于平衡状态。该阶段中,覆膜支架将承受脉动血流产生的周期性血压。

将释放后的支架血管模型用于平衡状态的分析,在覆膜支架内表面施加 6.65 ~ 19.95 kPa (50 ~ 150 mmHg) 的动脉压^[8]。接触属性设置及边界条件与释放过程相同。

1.3.3 支架弯曲 患者 AAA 患处植入覆膜支架后,支架依靠径向支撑力贴附于血管内壁并形成新的血流通道。由于腹主动脉血管自身存在一定弯曲,且患者在弯腰、侧身等活动中也易使植入体内的覆膜支架发生弯曲变形,这要求覆膜支架具有较好的顺应性,并在弯曲过程中覆膜褶皱时能够更好地贴附血管壁,从而减少发生内漏的机率。通过在支架轴向各单元间添加连杆是否能够较好地提高覆膜支架在弯曲变形中的贴壁性将是该工况的分析重点。根据 Goncalves 等^[14]的临床统计对比结果,腹主动脉非严重弯曲的患者平均肾上弯曲角为 17.9°,故设定模拟分析的弯曲量为 20°。

分析过程中,将覆膜支架有限元模型定义到绝对坐标系下。对覆膜支架两端 x 方向自由度进行固定从而将分析过程转移到 $y-z$ 平面上;固定器械中部支架单元 x 轴方向自由度用以保持支架在弯曲过程中的位置,并释放 y 轴方向自由度防止过度拉伸;在器械两端施加大小为 $\alpha/2$ 的角位移;接触设置与平衡状态分析过程中相同(见图 3)。

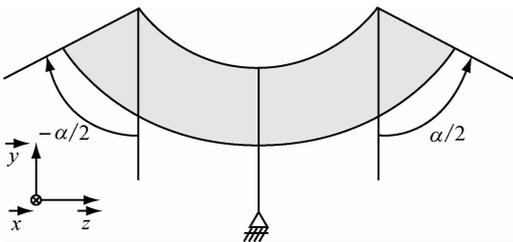


图3 支架弯曲的边界条件设定简图

Fig.3 Schematic of the boundary conditions used for stent-graft bending

2 分析结果

2.1 自膨胀释放

通过数值模拟分析结果观察,当覆膜支架释放

后并依靠径向支撑力固定于病变血管处时,两种镍钛合金支架 MPS 峰值分别为 0.017 9% 和 0.020 9%,都小于镍钛合金 12% 的极限应变。两种覆膜支架在释放时,血管壁的等效应力 (Von Mises stress, VMS) 分布情况如图 4 所示。两种支架释放时的血管等效应力分布与相应的覆膜支架形状相似,但并非完全对称,可见两种支架在被压握入输送鞘时均存在一定的压握不均匀性,导致结构发生轻微轴向及径向偏移,从而影响释放过程中支架与血管的接触。支架 I 和 II 对血管造成的 VMS 峰值分别为 0.349、0.371 MPa,支架 II 的释放对血管壁造成的应力较大。但与文献[15]中所提到的 0.670 MPa 血管屈服应力极限相比较,两种支架对血管的应力皆在合理范围内,故支架的释放不会对血管造成撕裂等严重事故。两种支架释放后的径向支撑力分别为 4.9、5.4 N,镍钛连杆的添加能够提高覆膜支架的径向支撑力,从该分析结果可以看出支架 II 在不对血管壁造成损伤的前提下更能有效地贴附于病变血管处,不易发生迁移。

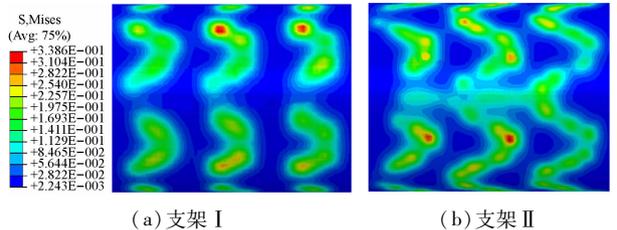


图4 覆膜支架造成血管变形等效应力分布图

Fig.4 VMS contour of the deformed artery for two stent-grafts

(a) Stent-graft I, (b) Stent-graft II

2.2 植入后平衡状态

振荡应变对镍钛合金的疲劳寿命具有更大影响^[7]。因此,针对数值模拟分析结果进行计算与整理。在 6.65 ~ 19.95 kPa 动脉压作用下,两种覆膜支架的平均应变分别为 0.085 9% 和 0.052 9%,两者皆远小于 12% 的镍钛合金屈服极限^[7],该状态下周期性动脉压对镍钛合金支架产生的振荡应变分别为 0.048 6% 和 0.026 5%,同样都小于 0.4% 的最低要求^[7]。该过程中两种支架的应变数值都在安全范围之内,将不会产生裂纹或断裂危险。因此,从平均应变与振荡应变两个生物力学指标来看,支架 II 较优于支架 I。经计算得出两种覆膜支架 I、II

安全因子分别为 8.23 和 15.09, 两者都处于覆膜支架设计要求的安全范围之内。支架 II 安全因子较高, 即在 6.65 ~ 19.95 kPa 动脉压作用下它的安全性较好。

图 5 所示为 13.3 kPa (100 mmHg) 平均动脉压下覆膜的等效力分布图。两种覆膜支架覆膜与支架相接触的区域应力值相对较小, 而无支架牵制的区域如每个支架单元间隔区域所受的应力较大。从整体来看, 支架 I 在每个支架单元间隔区域里所受中高应力区分布范围较大, 而支架 II 则较小, 说明由于金属支架各单元存在连杆的牵制, 能有效降低单元间隔区域覆膜所受的应力。在 19.95 kPa (150 mmHg) 动脉压下, 两种支架覆膜所受的应力峰值分别为 2.098、2.430 MPa, 均小于 e-PTFE 膜的屈服应力 6.6 MPa。因此, 两种支架 e-PTFE 膜在该工况下都是安全的。

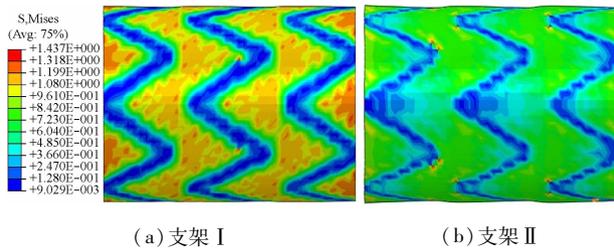


图 5 13.3 kPa 平均动脉压下两种支架覆膜的等效力分布图
Fig. 5 VMS contour of membrane for two stent-grafts under a 13.3 kPa mean pressure load
(a) Stent-graft I, (b) Stent-graft II

2.3 支架弯曲

在支架弯曲变形过程中, 两种覆膜支架 I、II 的 MPS 峰值分别为 0.069%、0.101%, 后者虽然较大, 但皆远小于 12% 的镍钛合金屈服极限^[8]。两种覆膜支架正弦线骨架单元上的应变分布情况以及数值大小相差不大, 支架 II 的高应变区主要集中于连杆上, 可见在弯曲过程中连杆承载了主要载荷。

图 6 所示为两种覆膜支架弯曲变形后支架中部截面变化图。相较于原始截面形状, 两种支架都存在一定的形变。支架 I 四周都发生了较大变形; 支架 II 存在连杆的一端几乎未发生形变, 另一端存在微小褶皱。两种支架的最大径向变化率分别为 20%、12%, 故支架 II 由于镍钛连杆的添加而在弯曲变形过程中能更好地防止覆膜褶皱, 提高覆膜支架贴壁性。

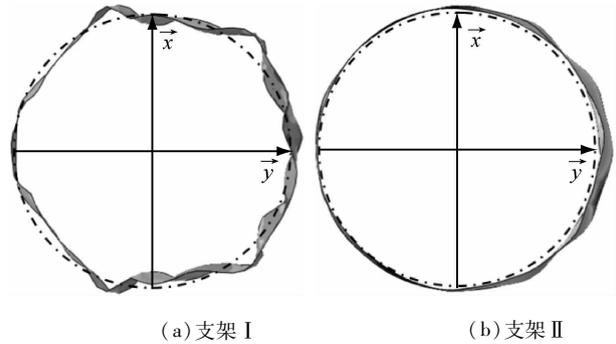


图 6 覆膜支架截面变形图
Fig. 6 Deformation of the cross-sections for two stent-grafts
(a) Stent-graft I, (b) Stent-graft II

3 讨论

目前, 针对 AAA 直管型覆膜支架的生物力学分析研究报道较少, 尤其从覆膜支架结构设计角度对其植入过程各生物力学指标进行对比分析的研究更为少见。因此, 本文通过对比分析结构改进前后的两种覆膜支架, 提出了一种用于 AAA 直管型覆膜支架结构分析的生物力学性能分析方法; 建立了两种直管型镍钛合金覆膜支架的有限元仿真过程, 数值模拟并对比分析覆膜支架在自膨胀释放、植入后平衡状态、支架弯曲 3 种工况下的各生物力学指标, 验证了对支架结构进行改进 (添加连杆) 可使覆膜支架在植入过程中的性能得到一定的提升。在工程上, 本方法可用于覆膜支架结构与改进, 通过不同生物力学指标有效确定覆膜支架的结构设计方案以及覆膜材料的选择; 在临床上, 可以给手术操作提供直观准确的技术性指导。从数值分析结果来看, 在自膨胀释放过程中, 支架 II 对血管壁产生的应力峰值较大, 说明连杆的添加进一步提高了支架的径向支撑力, 但在增加支架稳定性的同时也增大了对血管壁的损伤程度; 在植入后的平衡状态中, 支架 II 较于支架 I 平均应变与振荡应变都较小, 且安全因子数值更高, 表明带镍钛连杆的覆膜支架在周期性血压作用下的耐疲劳性得到提升。在该工况下, 支架 II 所受高应力区范围有了很大的减小, 但覆膜所受应力峰值却较支架 I 有所增加。从覆膜所承受的应力来看, 两种支架都各有优缺点。在支架弯曲变形时, 两种支架主体部分应变相差不大, 支架 II 的最大主应变位于连杆上, 皆处于安全范围内。从截面

变化率来看,存在连杆的支架Ⅱ在弯曲变形过程中具有更好的贴壁性。分析结果表明,正弦线骨架单元间添加连杆固定能一定程度上提高支架的耐疲劳性和顺应性,减小弯曲过程中的截面变化率,从而具备更好的贴壁性。

当然,本文模拟方法也存在一定的局限性,如分析中所定义的血管模型为理想模型,而实际病变血管往往存在一定的硬化,故易造成模拟分析时血管应力数值偏小等误差;支架弯曲分析时也未考虑血管与支架的接触关系等。若对分析模型进行全面定义将增加模拟计算的复杂性以及计算时间,而本研究旨在将两种不同结构的覆膜支架进行对比分析,故在查阅文献以及反复验证的基础上对上述问题进行了适当简化。

4 结语

本研究完成了两种 AAA 直管型覆膜支架在自膨胀释放、植入后平衡状态及支架弯曲 3 种工况下的生物力学性能对比分析,针对不同阶段的数值模拟计算结果,对比分析并评价该覆膜支架应变、应力、径向支撑力、安全因子等生物力学性能指标。分析结果表明,覆膜支架单元间增加连杆固定在一定程度上提高了支架的耐疲劳性和顺应性,以及支架弯曲时的贴壁性。本文生物力学分析方法可以给覆膜支架结构设计以及覆膜材料的选择提供参考。在后续的研究中,将把本文分析的覆膜支架模型制备成实验样品并进行力学实验测试,同时将数值模拟分析结果与实验测试结果进行对比,以验证分析结果的准确性。

参考文献:

[1] Krupski W, Rutherford R. Update on open repair of abdominal aortic aneurysms: The challenges for endovascular repair [J]. *J Am Coll Surg*, 2004, 199(6): 946-960.

[2] Greenhalgh R, Brown L, Kwong G, et al. Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: Randomized controlled trial [J]. *Lancet*, 2004, 364(9437): 843-848.

[3] Cochenne F, Becquemin J, Desgranges P, et al. Limb graft occlusion following EVAR: Clinical pattern, outcomes

and predictive factors of occurrence [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2007, 34(1): 59-65.

- [4] Kleinstreuer C, Li ZH. Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms [J]. *Biomed Eng Online*, 2006, doi: 10.1186/1475-925X-5-19.
- [5] Carroccio A, Faries P, Morrissey N, 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.
- [6] 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.
- [7] Gong XY, Sheriff J, Pelton AR. Nitinol fatigue testing using a diamond shaped specimen [C]// *Proceedings of SEM Annual Conference on Experimental and Applied Mechanic*. Milwaukee: [s. n.], 2002.
- [8] Kleinstreuer C, Li ZH, Basciano CA, et al. Computational mechanics of Nitinol stent grafts [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2370-2378.
- [9] 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.
- [10] Azaouzi M, Makradi A, Belouettar S. Deployment of a self-expanding stent inside an artery: A finite element analysis [J]. *Mater Des*, 2012, 41: 410-420.
- [11] Zidi M, Cheref M. Mechanical analysis of a prototype of small diameter vascular prosthesis: Numerical simulations [J]. *Comput Biol Med*, 2003, 33(1): 65-75.
- [12] 付文字, 殷文聪, 乔爱科. 支架介入治疗颈内动脉狭窄和动脉瘤对动脉瘤壁面压力的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 28(5): 501-504.
- Fu WY, Yin WC, Qiao AK. Effect on aneurysmal pressure after stent intervention treatment for aneurysm accompanied by stenosis [J]. *J Med Biomech*, 2012, 28(5): 501-504.
- [13] 智友海, 史向平. NiTi 心血管支架的疲劳断裂性能分析 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(1): 1-6.
- Zhi YH, Shi XP. Fatigue and fracture behavior of Nitinol cardiovascular stents [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 1-6.
- [14] Goncalves FB, Vries J, 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.
- [15] Raghavan ML, Webster MW, Vorp DA. Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: Assessment using a new mathematical model [J]. *Ann Biomed Eng*, 1996, 24(5): 573-582.