

冠脉支架虚拟植入过程的流固耦合动力学模型

江旭东¹, 徐新波¹, 滕晓艳²

(1. 哈尔滨理工大学 机械动力工程学院, 哈尔滨 150080;

2. 哈尔滨工程大学 机电工程学院, 哈尔滨 150080)

摘 要: 考虑了弯曲冠脉和血管支架的变形对腔内血流动力学特性的影响, 构建了扩张冠脉-剪切细化血液流体的顺序流固耦合动力学模型。研究了血管支架连接筋几何结构(S型和N型)和血管狭窄率(24%、40%、50%)对血流动力学特性的影响, 分析了血管支架介入引起的血管等效应力和血流脉动作用下的壁面剪切应力, 进而评价了血管斑块的生物力学损伤。数值结果表明, 血管斑块的高等效应力位于与血管支架连接筋接触的血管内最狭窄区域, 血管斑块的高壁面剪切应力位于斑块组织径向向下垂最显著区域。随着血管狭窄率的增加, 血管斑块的等效应力和时间平均的壁面剪切应力显著上升, 血管斑块面临的脆性断裂风险增强。与N型血管支架相比, S型血管支架具有更高的峰值壁面等效应力和壁面剪切应力, 易于引起血管斑块壁面的脆性断裂。综上, 所建立的冠脉支架虚拟植入过程的流固耦合动力学模型, 对于评价血管损伤进而优化血管支架设计具有重要意义。

关键词: 冠脉支架; 流固耦合; 血管壁面损伤; 血管狭窄率; 连接筋结构

DOI: 10.15938/j.jhust.2021.03.003

中图分类号: TP391.9; R318.01 文献标志码: A 文章编号: 1007-2683(2021)03-0019-07

A Dynamic Fluid-solid Interaction Model for Virtual Implantation of Coronary Stents

JIANG XU-dong¹, XU Xin-bo¹, TENG Xiao-yan²

(1. School of Mechanical Power and Engineering, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China;

2. School of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin University of Engineering, Harbin 150001, China)

Abstract: A sequential fluid-solid interaction model of expanded coronary-shear thinning blood is developed accounting for effect of both stent and vessel deformation on haemodynamics. The proposed computational model is employed to investigate the influence of stent link with different geometrical configurations (S-, N-shape) and vascular stenosis rates (24%, 40%, 50%) on haemodynamics. Both induced equivalent stress during stent implantation and wall shear stress by pulsating blood flow are obtained for biomechanical injury assessment within atherosclerosis plaque. The numerical results indicate that the developed high equivalent stress is located at the interface between the narrowest vascular lumen and stent link while high wall shear stress on the plaque with maximal radical tissue prolapse. With increasing vascular stenosis rates, the experienced equivalent stress and time-averaged wall shear stress remarkably increase leading to higher risk of plaque rupture. Compared with N-type stent, higher peak equivalent stress and wall shear stress are observed on the plaque for S-type stent implying a

收稿日期: 2019-12-16

基金项目: 国家自然科学基金(51505096); 黑龙江省自然科学基金(E2015026); 黑龙江省博士后科研启动金项目(LBH-Q15070)。

作者简介: 徐新波(1994—), 男, 硕士研究生;

滕晓艳(1980—), 女, 博士, 副教授。

通信作者: 江旭东(1977—), 男, 博士, 副教授, E-mail: xudongjiang@sina.com.

more vulnerable plaque prone to rupture. Consequently the developed fluid-interaction model will provide a theoretical significance for assessment of vascular injury and optimal design of coronary stent.

Keywords: coronary stent; fluid-solid interaction; vascular wall injury; stenosis rate; stent link

0 引言

血管支架介入术已成为动脉粥样硬化斑块导致冠脉狭窄问题的最有效治疗手段。但是,血管支架植入改变了狭窄血管的生物力学环境,在经历高等效应力和壁面剪应力作用下的损伤斑块可能衍生裂纹形成易脆性斑块^[1-3]。通过临床手段难于鉴别易碎性斑块,而通过冠脉支架虚拟置入技术评估斑块的脆性断裂风险,对于抑制斑块破裂局部血栓形成和优化介入治疗方案具有重要临床价值。

冠脉支架虚拟植入技术主要经历了血管支架自由扩张、体内扩张和血流动力学建模等3个阶段^[4]。血管支架自由扩张分析,主要用于评价血管支架的轴向短缩率、径向回弹率、柔顺性等性能参数^[7-10],由于忽略了与血管的相互作用,不能用于精确评价血管支架植入术后的效果。Misagh等^[11],Wei等^[12]忽略了血管斑块的存在,分析了血管支架联接筋几何结构、血管曲率对血管应力分布的影响,评价了血管支架介入引起的血管壁面损伤。Alireza等^[13],Ragkousis等^[14]构建了血管支架-狭窄血管的体内作用模型,分析了不同类型血管斑块(多细胞、少细胞和钙化)的等效应力场,评价了血管支架扩张作用下斑块的脆性断裂风险。李婧等^[15],Timothy等^[16],研究了血管支架位姿对血管扩张性能的影响。为了揭示血流脉动对血管壁面损伤作用,Poon等^[17],Susann等^[18],Chen等^[19],陈鹤鸣等^[20],构建了血管支架-理想血管耦合系统的血流动力学模型,分析了血管壁面剪切应力的分布规律。但是,Martin等^[21],Qiao等^[22]指出上述血流动力学模型忽略了血管支架对血管的扩张作用以及血管斑块的存在,预测的血管壁面剪切应力存在较大的系统误差,无法精确预测血流因素对血管的损伤作用。

综上,本文将考虑血管支架对弯曲冠脉的扩张作用导致腔内血流动力学特性的改变,构建扩张冠脉-剪切细化血液流体的顺序流固耦合动力学模型。此外,鉴于血管脉动流引起的血管壁面弹性变形对于腔内流场为次要影响因素^[23],忽略血流对扩张血管的耦合作用。基于所建立的血管支架耦合系

统血流动力学模型,研究血管支架连接筋几何结构和血管狭窄率对斑块的等效应力和血管壁面剪切应力的影响,进而评价血管斑块的生物力学损伤。

1 血管支架体内扩张模型

1.1 血管支架介入系统

临床上使用的血管支架为周期结构,本文采用血管支架的结构单元缩小流固耦合模型的计算规模,揭示血管支架联接体构型对血管的扩张作用和血流动力学特性的影响。

血管支架介入系统由狭窄血管(冠脉血管和斑块)、血管支架、球囊和压握圆柱壳组成,如图1所示。血管支架的虚拟植入过程是通过压握圆柱壳将血管支架固定于球囊表面,随后利用球囊扩张血管支架,使狭窄血管达到公称直径。球囊卸载撤出,使血管支架回弹并通过塑性变形支撑病变血管以恢复血流。采用双线性减缩积分单元离散支架、血管及斑块结构,考虑计算精度与模型规模的平衡问题,完成了结构系统的网格收敛性分析。

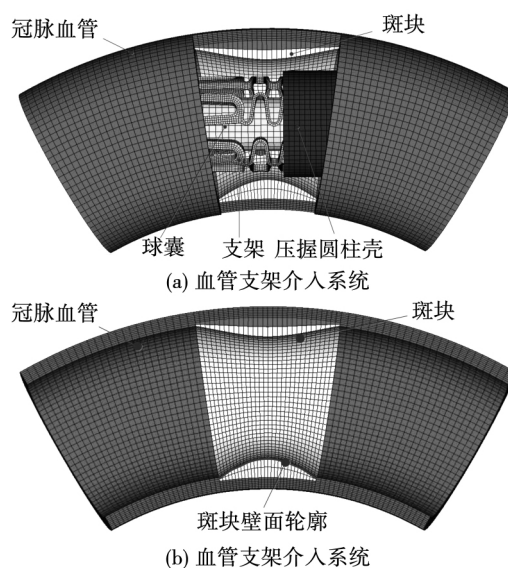


图1 血管支架介入系统的有限元模型

Fig. 1 FEM of implantation system for a vascular stent

1.2 控制方程

球囊在扩张血管支架过程中,血管支架(S型和

N型)和狭窄血管将经历初始扩张、最大扩张和扩张卸载等3个典型阶段。两者的动力学控制方程为:

$$\left. \begin{aligned} \rho_{si} \ddot{\mathbf{u}}_{si} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_{si} - \rho_{sk} \mathbf{f} &= 0 \text{ in } \Omega^i(t) \\ \boldsymbol{\sigma}_{si} \cdot \mathbf{n}_{si} - \mathbf{t} &= 0 \text{ on } \Gamma^{si}(t) \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: ρ_{si} 、 $\boldsymbol{\sigma}_{si}$ 、 $\ddot{\mathbf{u}}_{si}$ 分别表示血管支架或狭窄血管的密度、柯西应力张量和加速度矢量; $\mathbf{f}$ 、 $\mathbf{n}_{si}$ 、 $\mathbf{t}$ 则分别表示两者的体力、载荷作用区域的外法向矢量以及面力矢量; $\boldsymbol{\sigma}_{si}$ 为结构的 Cauchy 应力张量。

将血管与斑块的力学行为简化为不可压缩的各向同性超弹性本构模型,其应变能密度势函数表示为

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (2)$$

式中: C_{10} 、 C_{01} 、 C_{20} 、 C_{11} 和 C_{30} 为超弹性参数; I_1 、 I_2 为右 Cauchy 应变张量 $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ 的第一、二不变量; $\mathbf{F}$ 为变形梯度。

由于第二 Piola Kirchhoff 应力张量与右 Cauchy 应变张量的功共轭性,结合 Cauchy 应力张量与第二 Piola Kirchhoff 应力张量的转化关系,血管与斑块的超弹性本构关系为

$$\boldsymbol{\sigma}_{sj} = \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \mathbf{B}_{sj} - \frac{\partial W}{\partial I_2} \mathbf{B}_{sj}^2 + \frac{\sigma_{sj,ii}}{3} \mathbf{I} \quad (3)$$

式中: $\mathbf{B}_{sj} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T$ 为左 Cauchy 应变张量; $\sigma_{sj,ii}$ 为 Cauchy 应力张量 $\boldsymbol{\sigma}_{si}$ 的第一不变量; $\mathbf{I}$ 为二阶单位张量。

临床用血管支架的材料主要是钴铬合金、不锈钢和镁铝合金等金属材料,其扩张过程所经历的塑性大变形由 J_2 流动理论弹-塑性本构关系组合各向运动硬化模型描述。结合材料框架客观不变性,应力率关系表示为

$$\boldsymbol{\sigma}_{ss}^{\nabla J} = \mathbf{C}_{el}^{\sigma J} : (\mathbf{D} - \mathbf{D}^p) \quad (4)$$

式中: $\boldsymbol{\sigma}_{ss}^{\nabla J}$ 、 $\mathbf{C}_{el}^{\sigma J}$ 分别为血管支架 Cauchy 应力 Jaumann 率和材料弹性张量; $\mathbf{D}^p$ 是变形率张量 $\mathbf{D}$ 的塑性分量。

塑性流动法则和演化方程为:

$$\mathbf{D}^p = \dot{\lambda} \frac{3}{2\sigma} \left(\boldsymbol{\sigma}_{ss} - \frac{1}{3} \text{trace}(\boldsymbol{\sigma}_{ss}) \mathbf{I} - \alpha \right) \quad (5)$$

$$\alpha^{\nabla J} = k \mathbf{D}^p \quad (6)$$

$$\dot{\lambda} = \frac{\mathbf{r} : \mathbf{C}_{el}^{\sigma J} : \mathbf{D}}{H + 1.5k + \mathbf{r} : \mathbf{C}_{el}^{\sigma J} : \mathbf{r}} \quad (7)$$

式中: $\bar{\sigma}$ 、 $\text{trace}(\boldsymbol{\sigma}_{ss})$ 分别为 Von mises 等效应力和 $\boldsymbol{\sigma}_{ss}$ 的第一不变量; α 、 $\alpha^{\nabla J}$ 分别为背应力及 Jaumann 率;

$\dot{\lambda}$ 为塑性率参数; H 、 k 分别代表材料基本塑性模量和运动硬化模量; $r = 3(\sigma^{dev} - \alpha)/2\bar{\sigma}$ 为 Von mises 屈服面塑性流动张量。

1.3 边界条件

为了模拟血管支架的展开过程,将均匀径向位移施加于球囊圆柱壳,通过狭窄血管-血管支架-球囊的接触约束,使狭窄血管扩张至公称尺寸。为了抑制结构非线性分析中的刚体位移,完全约束狭窄血管两端的自由度,同时约束血管支架一端的周向和轴向自由度。

综上,联立式(1)~(7)与边界条件,代入血管斑块的超弹性本构模型和血管支架弹塑性本构模型参数(参考文[4]),通过非线性有限元法构建血管支架介入系统的数值模型,通过显式动力学方法求解系统控制方程,进而获得狭窄血管的等效应力场和血管支架及扩张血管形成血液流动腔的几何构型。

2 扩张血管的血流动力学模型

2.1 控制方程

对于黏性不可压缩血液流体的 Navier-Stokes 方程表示为:

$$\left. \begin{aligned} \rho_f \frac{d\mathbf{V}}{dt} - \nabla \cdot (-p\mathbf{I} + \mu(\nabla \mathbf{V} + \mathbf{V}\nabla)) &= 0 \\ \nabla \cdot \mathbf{V} &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

式中: ρ_f 、 μ 为血液的密度和动力黏度; $\mathbf{V}$ 、 p 为血液的速度场和压强场变量。

鉴于人体血管在剪切速率 $\dot{\gamma}$ 低于 100 s^{-1} 时所呈现的剪切稀化效应-黏度的率相关性,使用非牛顿 Bird-Carreau 模型描述血液的动力黏度,则有:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_{\infty} + \mu_0) \left[1 + (\dot{\lambda} \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{q-1}{2}} \quad (9)$$

式中: μ 代表血液流体动力黏度; $\mu_0 = 0.056 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 、 $\mu_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 分别表示低、高剪切黏度; $\dot{\lambda} = 3.31$ 代表时间常数; $q = 0.357$ 表示幂指数(上述模型参数参考文[5])。

2.2 边界条件

以扩张冠脉血管(含血管支架)内腔为刚性壁面,在内腔壁面施加无滑移运动约束。血管出口设置为零压强边界条件,入口速度指定为完全 Hagen-Poiseuille 速度轮廓。为了模拟人体冠脉的脉动流动条件,扩张血管入口中心的瞬时速度采用如图2所示的周期性曲线轮廓(心脏周期 $T = 0.8 \text{ s}$)。上述边界条件由式(10)表示为

$$\left. \begin{aligned} V &= 0 \text{ on } \partial\Omega_{wall} \\ V &= -V_0 \mathbf{n} \text{ on } \partial\Omega_{inlet} \\ p &= 0 \text{ on } \partial\Omega_{outlet} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

式中: V_0 是扩张血管入口中心沿切向矢量 $\mathbf{n}$ 的瞬时速度幅值。

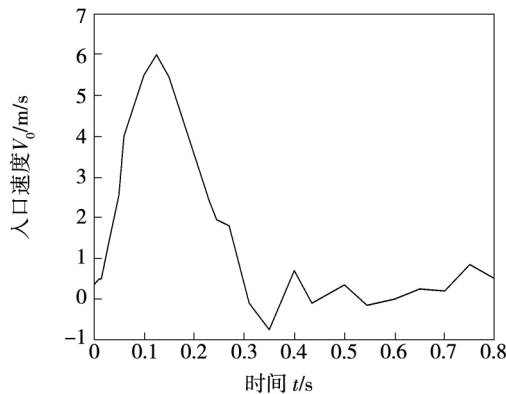


图2 冠脉血管脉动流动时的瞬时入口速度

Fig. 2 Transient inlet velocity during coronary pulsatile flow

2.3 壁面剪切应力

血流脉动引起的粘性应力 – 壁面剪切应力是导致冠脉血管损伤的血流动力学因素,过低的壁面剪切应力 ($< 0.5 \text{ Pa}$) 有助于动脉粥样硬化斑块的形成,而过高的壁面剪切应力将有助于斑块的脆性断裂。壁面剪切应力 τ_w 定义为

$$\tau_w = - \left(-p\mathbf{I} + \mu(\nabla \mathbf{V} + \mathbf{V}\nabla) \right) \cdot \mathbf{n}_w \quad (11)$$

式中 $\mathbf{n}_w$ 为单位壁面切向矢量。

时间平均壁面剪切应力是壁面剪切应力在一个心脏脉动周期的平均值,其空间分布用于评价扩张血管内的血流动力学环境。时间平均壁面剪切应力 $\langle \tau_w \rangle$ 表示为

$$\langle \tau_w \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt \quad (12)$$

式中 T 为心脏循环周期 ($T = 0.8 \text{ s}$)。

3 结果与讨论

3.1 血管的等效应力

血管斑块的高等效应力位于与血管支架连接筋接触的血管内最狭窄区域,随着血管狭窄率的增加,血管斑块的等效应力显著上升,血管斑块面临的脆性断裂风险增强,如图3所示。根据 Schiavone^[24],血管斑块的峰值等效应力为 1.30 MPa ,本文对于S型支架引起的斑块峰值等效应力为 1.25 MPa (狭窄

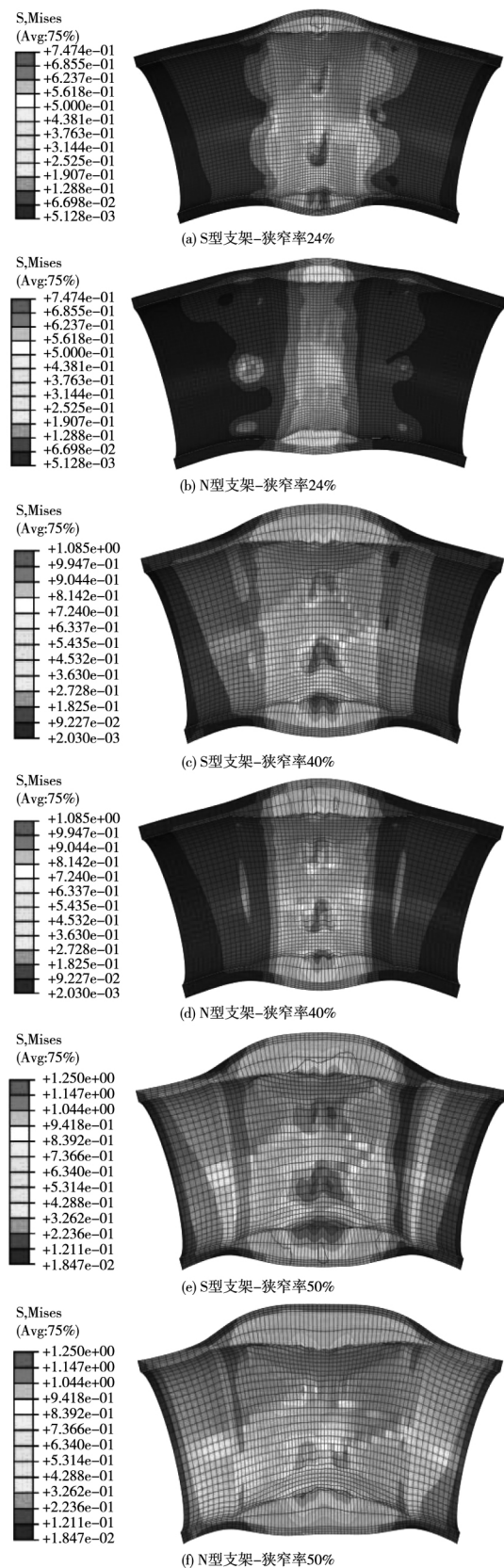


图3 狭窄血管的等效应力

Fig. 3 Equivalent stress distribution of stenosed coronary

率为50%),数值模型与文[26]的计算误差为3.8%,验证了本文血管支架介入系统非线性有限元模型的有效性。与N型血管支架相比,S型血管支架具有更高的峰值壁面等效应力,易于引起血管斑块壁面的脆性断裂,如图4所示。

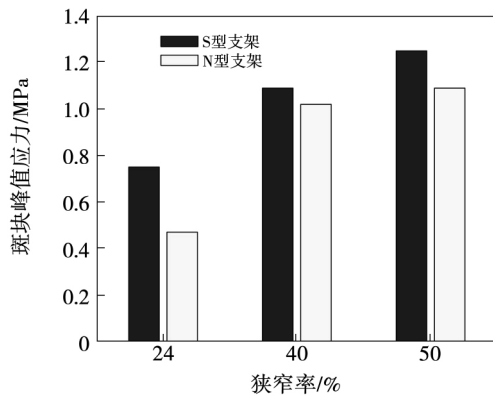


图4 斑块的峰值等效应力对比

Fig. 4 Comparison of plaque peak equivalent stress

3.2 血管的壁面剪切应力

血管斑块的高壁面剪切应力位于斑块组织径向下垂最显著区域,如图5所示,随着血管狭窄率的增加,血管斑块的时间平均壁面剪切应力显著上升,血管斑块面临的脆性断裂风险增强。

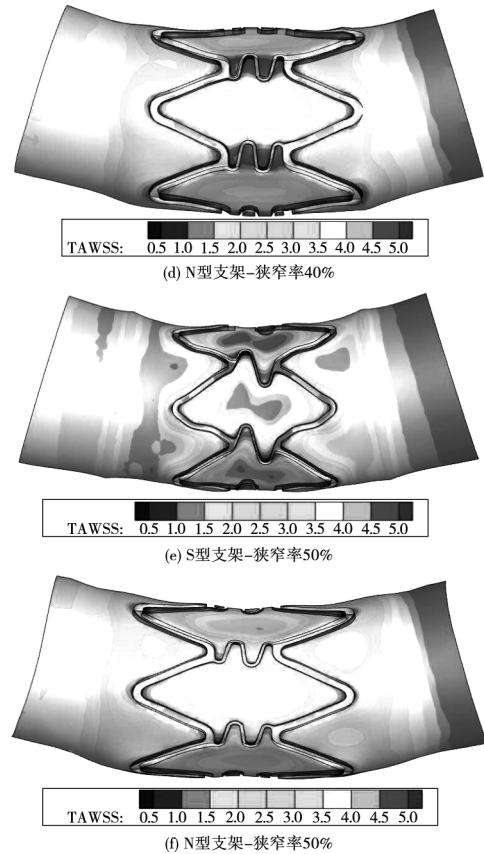
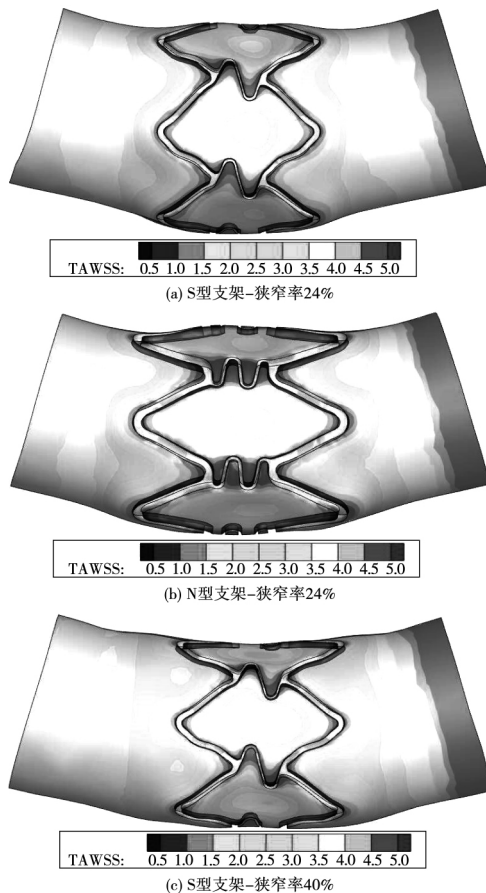
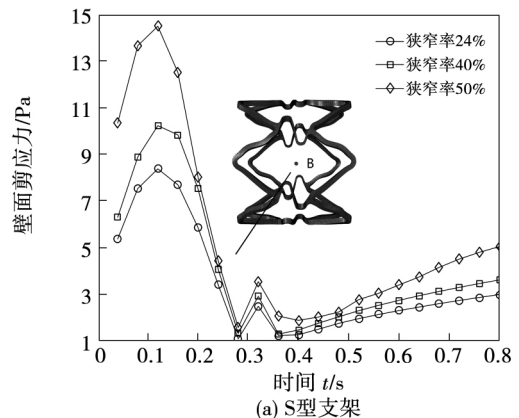


图5 时间平均的血管壁面剪切应力分布

Fig. 5 Time-averaged wall shear stress distribution

在入口血流速度达到峰值时,血管斑块的壁面剪切应力达到最大值,如图6所示。根据Timothy^[14],血管壁面峰值剪切应力为13.5 Pa,本文对于S型支架引起的壁面峰值剪切应力为14.5 Pa(狭窄率为50%),数值模型与文[16]的计算误差为7.4%,验证了本文血管支架耦合系统血流动力学模型的有效性。

此外,与N型血管支架相比,S型血管支架具有更高的峰值壁面剪切应力,易于引起血管斑块壁面的脆性断裂,如图7所示。



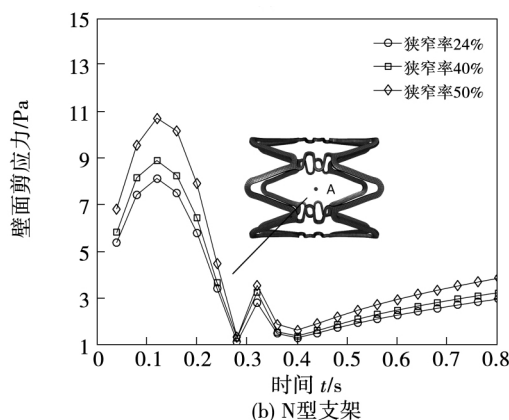


图6 斑块组织下垂最显著位置的瞬时壁面剪切应力
Fig. 6 Transient wall shear stress on the plaque with maximal radical tissue prolapse

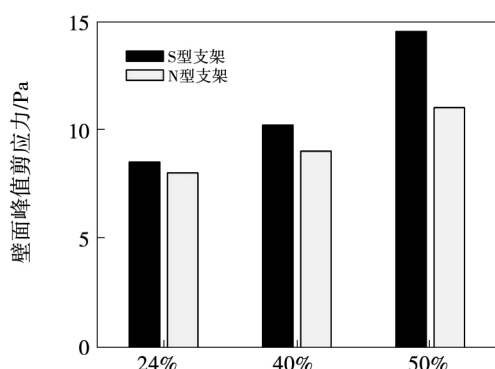


图7 斑块的壁面峰值剪切应力对比
Fig. 7 Comparison of plaque peak wall shear stress

4 结 论

建立了扩张冠脉-剪切细化血液流体的顺序流固耦合动力学模型,以血管斑块的峰值等效应力和壁面剪切应力为指标,对比分析了血管支架连接筋结构和血管狭窄率对血管壁面损伤的影响,获得如下研究结论:

- 1) 血管斑块的高等效应力位于与血管支架连接筋接触的血管内最狭窄区域,随着血管狭窄率的增加,血管斑块的壁面等效应力显著增长。
- 2) 血管斑块的高剪切应力位于斑块组织径向下垂最显著区域,随着血管狭窄率的增加,血管斑块的时间平均壁面剪切应力显著增长。
- 3) 与N型血管支架相比,S型血管支架具有更高的峰值壁面等效应力和壁面剪切应力,易于引起血管斑块壁面的脆性断裂。

综上,所建立的血管支架耦合系统血流动力学

模型能够确定连接筋结构、狭窄率和斑块易脆性之间的联系,对于合理选择支架、设计支架以及冠状动脉狭窄介入性治疗手术规划具有科学的指导意义。

参 考 文 献:

- [1] SLAGER CJ, WENZEL JJ, GJSEN FJ, et al. The Role of Shear Stress in the Generation of Rupture-prone Vulnerable Plaques [J]. Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine, 2005, 2(8): 401.
- [2] HALABIAN M, KARIMI A, BARATI E, NAVIDBAKHS M. Numerical Evaluation of Stenosis Location Effects on Hemodynamics and Shear Stress Through Curved Artery [J]. Journal of Biomaterials and Tissue Engineering, 2014, 4(5): 358.
- [3] KARIMI A, NAVIDBAKHS M, RAZAGHI R, et al. A Computational Fluid-structure Interaction Model for Plaque Vulnerability Assessment in Atherosclerotic Human Coronary Arteries [J]. Journal of Applied Physics, 2014, 115(14): 2550.
- [4] KARANASIOU GS, PAPAFAKLIS MI, CONWAY C, et al. Stents: Biomechanics, Biomaterials, and Insights from Computational Modeling [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2017, 45(4): 853.
- [5] 潘连强, 蔺婉燕. 冠脉支架虚拟置入技术的研究现状 [J]. 中国生物医学工程学报, 2018, 37(3): 367.
PAN Lianqiang, LIN Changyan. Research Status of Virtual Implantation of Coronary Stent [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2018, 37(3): 367.
- [6] NG J, BOURANTAS CV, TORII R, et al. Local Hemodynamic Forces after Stenting Implications on Restenosis and Thrombosis [J]. Arteriosclerosis Thrombosis & Vascular Biology, 2017, 37(12): 2231.
- [7] DONG Bin Kim, HYUK Choi, SANG Min Joo, et al. A Comparative Reliability and Performance Study of Different Stent Designs in Terms of Mechanical Properties: Foreshortening, Recoil, Radical Force, and Flexibility [J]. Artificial Organs, 2013, 37(4): 368.
- [8] 赵丹阳, 顿锁, 田慧卿, 等. 生物可降解聚合物血管支架膨胀性能有限元分析 [J]. 大连理工大学学报, 2014, 54(1): 54.
ZHAN Danyang, DUN Suo, TIAN Huiqing, et al. Finite Element Analysis of Expansion Performance Biodegradable Polymer Stents [J]. Journal of Dalian University of Technology, 2014, 54(1): 54.
- [9] 陈周煜, 李君涛, 马连彩, 等. 膨出式TiNi合金血管支架支撑性能的有限元分析 [J]. 稀有金属, 2018, 42(8): 814.
CHEN Zhouyu, LI Juntao, MA Liancai, et al. Supporting Behavior of Bulge-style TiNi Alloy Vascular Stents Based on Finite Element Analysis [J]. Chinese Journal of Rare metals, 2018, 42(8): 814.
- [10] 申祥, 谢中敏, 邓永泉, 等. 冠状动脉支架纵向拉伸变形行为有限元分析 [J]. 材料导报, 2017, 31(10): 132.
SHEN Xiang, XIE Zhongmin, DENG Yongquan, et al. Finite Element Analysis of Longitudinal Tensile Deformation Behavior of Coronary Stents [J]. Materials Review, 2017, 31(10): 132.

- [1] MISAGH Imani, ALI M Goudarzi, DAVOOD D Ganji, et al. The Comprehensive Finite Element Model for Stenting: the Influence of Stent Design on the Outcome after Coronary Stent Placement [J]. Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2013, 51(3): 639.
- [2] WEI Ling, CHEN Qiang, LI Zhiyong. Study on the Impact of Straight Stents on Arteries with Different Curvatures [J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2016, 16(7): 1650093-1.
- [3] ALIREZA Karimi, MAHDI Navidbakhsh, REZA Razaghi. A Finite Study of Balloon Expandable Stent for Plaque and Arterial Vulnerability Assessment [J]. Journal of Applied Physics, 2014, 116(4): 044701.
- [4] RAGKOUSIS GE, CURZEN N, BRESSLOFF NW. Computational Modelling of Multi-folded Balloon Delivery Systems for Coronary Artery Stenting: Insights into Patient-specific Stent Malapposition [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2015, 43(8): 1786.
- [5] 李婧, 彭坤, 崔新阳, 等. 位姿对支架虚拟释放结果影响的数值模拟研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 2018, 35(2): 214.
LI Jing, PENG Kun, CUI Xinyang, et al. Numerical Simulation of the Effect of Virtual Stent Release Pose on the Expansion Results [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2018, 35(2): 214.
- [6] TIMOTHY JG, RONAK JD, DENNIS MM, et al. Computational Fluid Dynamics Evaluation of Equivalency in Hemodynamic Alterations Between Driver, Integrity, and Similar Stents Implanted into an Idealized Coronary Artery [J]. Journal of Medical Devices, 2013, 7(1): 48.
- [7] POON EKW, BARLIS P, MOORE S, et al. Numerical Investigations of the Hemodynamic Changes Associated with Stent Malapposition in an Idealised Coronary Artery [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2016, 44(2): 315.
- [8] SUSANN Beier, JOHN Ormiston, MARK Webster, et al. Hemodynamics in Idealized Stented Coronary Arteries: Important Stent Design Considerations [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2016, 44(2): 315.
- [9] CHEN W X, POON EKW, HUTCHINS N, et al. Computational Fluid Dynamics Study of Common Stent Models Inside Idealised Curved Coronary Arteries [J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2017, 20(6): 671.
- [20] 陈鹤鸣, 柳臻, 韩宜丹, 等. 支架参数对血管壁面剪切应力的影响 [J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 8.
CHEN Heming, LIU Zhen, HAN Yidan, et al. Effects of Stent Parameters on Vascular Wall Shear Stress [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2016, 31(1): 8.
- [21] MARTIN DM, MURPHY EA, BOYLE FJ. Computational Fluid Dynamics Analysis of Balloon-expandable Coronary Stents: Influence of Stent and Vessel Deformation [J]. Medical Engineering & Physics, 2014, 36(8): 1047.
- [22] QIAO A, ZHANG Z. Numerical Simulation of Vertebral Artery Stenosis Treated with Different Stents [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2014, 136(4): 1274.
- [23] CHIASTRA C, MIGLIAVACCA F, MARTINEZ MA, et al. On the Necessity of Modelling Fluid-structure Interaction for Stented Coronary Arteries [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2014, 34(6): 217.
- [24] MUHAMMAD Farhan Khan, DAVID Brackett, IAN Ashcroft, et al. A Novel Approach to Design Lesion-specific Stents for Minimum Recoil [J]. Journal of Medical Devices, 2017, 11(3): 011001-1.
- [25] JUNG H, CHOI JW, PARK CG. Asymmetric Flows of Non-Newtonian Fluids in Symmetric Stenosed Artery [J]. Korea-Australia Rheol Journal, 2004, 16(2): 101.
- [26] SCHIAVONE A, ZHAO L, ABDEL-WAHAB AA. Effects of Material, Coating, Design and Plaque Composition on Stent Deployment Inside a Stenotic Artery-Finite Element Simulation [J]. Materials Science and Engineering C, 2014, 42: 479.

(编辑: 温泽宇)