

文章编号:1004-7220(2013)02-0148-06

# 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的血流动力学数值模拟

张站柱<sup>1a</sup>, 乔爱科<sup>1a</sup>, 付文字<sup>1b,2</sup>

(1. 北京工业大学 a. 生命科学与生物工程学院, b. 建筑与工程学院, 北京 100124; 2. 北京联合大学 机电学院, 北京 100020)

**摘要:** **目的** 研究具有不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄后的血流动力学效果, 以为支架的设计以及介入治疗提供更加科学的指导。 **方法** 采用 Pro/Engineer 建立带有狭窄的椎动脉模型和 3 种不同连接筋的支架模型 (根据连接筋形状分别称为 L-支架、V-支架和 S-支架); 在模拟这些支架在狭窄椎动脉中扩张后的结果的基础上分别建立 3 种支架治疗椎动脉狭窄后的流场有限元模型。利用有限元分析软件 ANSYS-CFX 对 3 个模型进行血流动力学数值模拟。 **结果** 与 V 型和 S 型连接筋相比, L 型连接筋造成了较小的低壁面切应力分布面积及较少的血流停滞区。 **结论** L 型连接筋具有较好的血流动力学效果, 潜在地降低了支架内再狭窄发生的可能性, 从而为支架选择、支架设计和手术规划等提供科学依据。

**关键词:** 动脉狭窄; 血管内支架; 数值模拟; 血流动力学; 计算流体力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Hemodynamic simulation of vertebral artery stenosis treated by stents with different links

ZHANG Zhan-zhu<sup>1a</sup>, QIAO Ai-ke<sup>1a</sup>, FU Wen-yu<sup>1b,2</sup> (1. a. College of Life Science and Bio-engineering, b. College of Architecture and Civil Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Union University, Beijing 100020, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the hemodynamic effect of stents with different types of links on treating vertebral artery stenosis, and provide scientific guidelines for the design of stent structure and the clinical procedure of stent intervention. **Methods** Models of vertebral artery with stenosis and three kinds of stents with different types of links (they were named as L-stent, V-stent and S-stent, respectively, according to the shape of links) were constructed by using Pro/Engineering. Based on the simulation results of the expansion of these stents in the stenotic vertebral artery, three finite element models of the stented vertebral artery were established for fluid flow analysis. Hemodynamic simulation was performed for the three models using ANSYS-CFX. **Results** Compared with V-link and S-link stent, L-link stent caused smaller area of low wall shear stress distributions and smaller blood stagnation area. **Conclusions** With better hemodynamic effect, L-stent can potentially reduce the possibility of in-stent restenosis and provide scientific references for the choice of stent, the design of stent structure and surgical planning of stent intervention.

**Key words:** Arterial stenosis; Endovascular stent; Numerical simulation; Hemodynamics; Computational fluid dynamics

收稿日期:2012-05-08; 修回日期:2012-06-17

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10972016, 81171107), 北京市自然科学基金资助项目(3092004)。

通信作者:乔爱科, 教授, Tel:(010)67396657; E-mail: qak@bjut.edu.cn。

目前,支架介入治疗已成为治疗血管狭窄最有效的重要手段。近年来,已经有越来越多种类的血管内支架应用于临床治疗<sup>[1]</sup>。不同种类的支架对术后支架内再狭窄率的影响存在较大差异<sup>[2]</sup>。因此,支架的结构设计对其介入治疗效果有直接影响。

对支架介入治疗效果的数值模拟研究已有报道。Balossino 等<sup>[3]</sup>通过固体力学数值模拟获得支架和血管变形后的形状,采用节点信息的方法构建支架和血管扩张后的实体模型,将实体模型进行网格划分获得血流动力学有限元模型,并进行血流动力学数值模拟;通过对比分析不同种类支架的数值结果发现,支撑筋的间距越大,壁面切应力峰值越大。Cheng 等<sup>[4]</sup>对狭窄血管和置入支架后的血管分别进行血流动力学数值模拟发现,血管植入支架后,近支架区域出现小于 0.5 Pa 的低壁面切应力,这些部位易发生内膜增生,导致支架内再狭窄;而在血管壁面切应力始终保持不低于 0.5 Pa 的区域,则不易发生支架内再狭窄。Morlacchi 等<sup>[5]</sup>在猪的血管内置入支架引起内膜组织增生,利用 Micro-CT 扫描获取血管组织图像,并重建血管和支架模型,进行血流动力学数值模拟;对比实验与数值计算结果发现,低壁面切应力更易引起支架内的再狭窄。

为了能够尽量真实地模拟血液在支架介入治疗后血管中的流动情况,采用固体力学与血流动力学相结合的数值模拟方法,把支架扩张狭窄后的模型作为流体力学数值模拟的边界模型。该方法通过固体力学数值模拟获得支架和血管变形后的形状,从而为血流动力学数值模拟提供流场区域。固体力学数值模拟研究工作可参考文献[6],本文主要工作

是以支架扩张狭窄后的模型作为边界进行血流动力学数值模拟研究。通过对比 3 种具有不同连接筋结构的支架对椎动脉狭窄治疗后的血流动力学效果,从理论上评价不同连接筋结构的支架对椎动脉狭窄的治疗效果,探讨支架连接筋的类型与支架内再狭窄的联系,以为支架选择、支架设计和手术规划等提供科学依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 几何模型构建

采用计算机辅助设计软件 Pro/Engineer 构建基于解剖生理参数的理想化椎动脉模型和 3 种不同连接筋结构的支架(见图 1)。建立的动脉血管包含锁骨下动脉和椎动脉,均具有生理性几何弯曲和几何锥削。锁骨下动脉近端内径为 5.6 mm,锁骨下动脉远端内径为 4.12 mm,椎动脉远端内径为 3.6 mm。椎动脉血管壁厚范围为 2 ~ 5 mm,选取血管壁厚 3 mm。椎动脉开口处有狭窄,狭窄部位采用  $\beta$ -样条曲线模拟成中间较厚的斑块,其中间最厚部分高度为血管内径的 1/3,狭窄率为 56%,狭窄部位内径为 2.4 mm。支架模型参考文献[7],根据建立的血管模型对支架的尺寸作局部的调整,并增加连接筋的型式。连接筋分别是 L 型、V 型和 S 型连接筋,对应的支架分别简称为 L-支架、V-支架和 S-支架。3 种支架除连接筋形式不同外,其他尺寸均相同。支架扩张前,长度为 1.15 cm,外径为 2.24 mm。支架筋宽度为 1.4 cm,厚度为 1.2 mm,支撑筋间距为 1 mm。扩张前,L-支架、V-支架和 S-支架孔隙率分别约为 74.3%、72.1%和 70.4%。

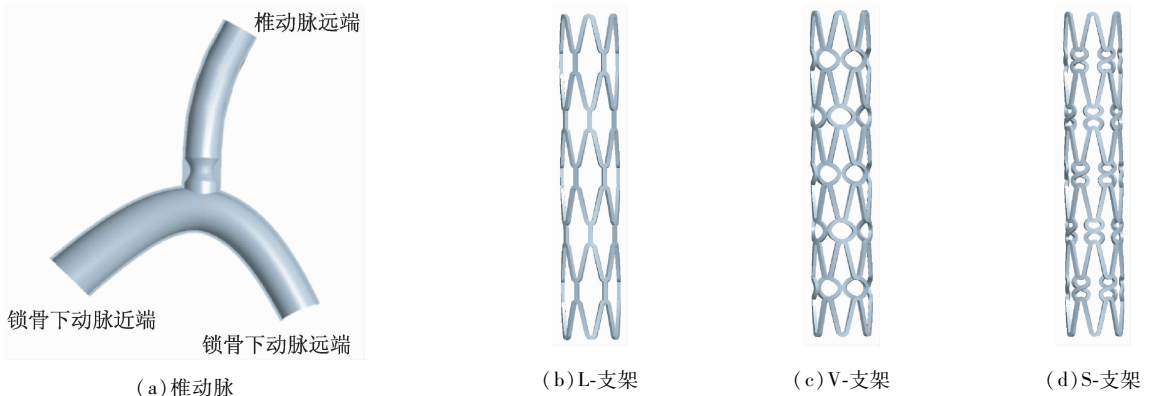


图1 椎动脉与支架模型

Fig. 1 Models of the vertebral artery and stents (a) Vertebral artery, (b) L-stent, (c) V-stent, (d) S-stent

## 1.2 有限元模型构建

参考文献[6],完成3种支架在椎动脉模型中展开的数值模拟计算。计算完成后,分别提取支架和血管发生形变后的结果网格,利用此网格获得支架和血管形变后的最终表面模型;然后对支架和血管的表面模型进行布尔运算,获得血流动力学数值模拟所需流场区域的表面模型。

在网格划分软件ICEM中,对上述流场区域的表面模型直接进行体网格的划分。为了提高边界层的计算精度,在近血管壁流场的边界层采用逐渐加密的三棱柱网格进行划分,其他流场区域采用4面体网格进行划分。把L-支架、V-支架和S-支架这3种支架的流场有限元模型分别命名为LM型、VM型和SM型。

## 1.3 计算条件和方法

假定血液是绝热、不可压缩的牛顿流体,密度为 $1.05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ ,黏度为 $3.5 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ ;认为血管壁是刚性壁,满足壁面无滑移条件<sup>[8]</sup>。取人体正常情况下的心动周期 $0.8 \text{ s}$ 。锁骨下动脉近端为血流入口,锁骨下动脉远端和椎动脉远端为血流出口。假设血流的入口速度按照图2所示的曲线形式周期性变化<sup>[9]</sup>,最大值为 $0.6 \text{ m/s}$ ,最小值为 $-0.1 \text{ m/s}$ ,沿血管轴向流入。出口压力设置为 $0 \text{ Pa}$ <sup>[7]</sup>。

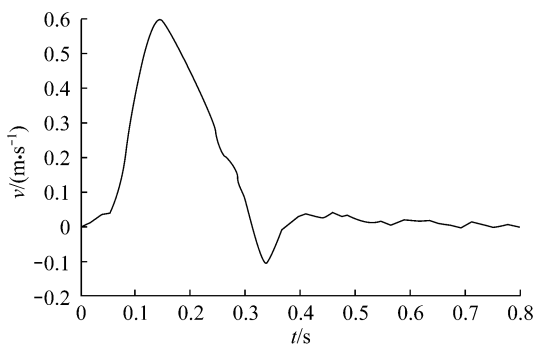


图2 入口速度

Fig. 2 Inlet velocity

采用ANSYS-CFX进行流体力学计算并对计算结果进行后处理。迭代计算周期为 $1.6 \text{ s}$ ,时间步长为 $0.01 \text{ s}$ 。亦即模拟2个心动周期,将每个心动周期分为80个时间步进行迭代计算,这样避免了初期误差对数值模拟结果的影响。

## 2 结果

提取第2个周期的数值计算结果,对比分析各模型的血流动力学差异。

### 2.1 血管壁面切应力

图3显示了速度峰值时刻的血管壁面切应力云图,图3(a)、(b)分别采用 $0 \sim 10 \text{ Pa}$ 和 $0 \sim 30 \text{ Pa}$ 的刻度进行云图的显示。从图3(a)可以看出,较低的壁面切应力( $< 1 \text{ Pa}$ )集中在具有支架的血管壁部位,主要分布在支架筋附近的血管壁部位,而位于支架网孔中间的血管壁部位则具有相对较高的壁面切应力;这主要是由于血管组织从网孔突出到支架形成的流腔内,从而造成流腔横截面积的突然降低。从图3(b)可以看出,较高的壁面切应力( $> 30 \text{ Pa}$ )主要集中在血管壁的狭窄部位。

表1所示为血管壁上的时间平均壁面切应力分布面积比率。SM型较低的时间平均壁面力分布面积占整个血管面积的 $11.61\%$ ,VM型占 $10.22\%$ ,而LM型仅占 $9.05\%$ 。SM型所占比率最大,VM型次之,LM型最小。虽然最大与最小的比率只差 $2.56\%$ ,从这一差值来看,LM型与SM型的区别不是很显著;但是低壁面切应力主要集中分布在具有支架的血管壁部位,而这部分只占整个血管面积的 $1/8$ 左右。如果采用较低的时间平均壁面力分布面积与具有支架的血管部位的比值,LM型与SM型的比率差值将达到 $10\%$ 以上;从这一差值来看,LM型与SM型有显著不同。

### 2.2 血液流动情况

图4显示了速度峰值时刻的血液流动的速度矢量云图,血液由锁骨下动脉左侧流入、从右侧流出。为了能够更加清楚地展示支架对血液流动的作用效果,仅保留支架周围的区域进行云图显示,同时进行局部放大视图的显示。血液流动速度范围为 $0 \sim 1.2 \text{ m/s}$ 。在处于同一血管纵剖面时,由于3种支架的连接筋不同,VM型和SM型的相邻支撑筋中间有连接筋的横向结构,对血液流动有一定的阻挡作用。从图4可以看出,在VM型和SM型中,支撑筋与连接筋之间、以及连接筋与连接筋的近壁面流场中几乎没有血液流动;在此形成了血液流动停滞区,造成该处壁面切应力较低,并且导致血液中有有害物质在该处停滞时间过长。在相邻的两个支架支撑筋的中

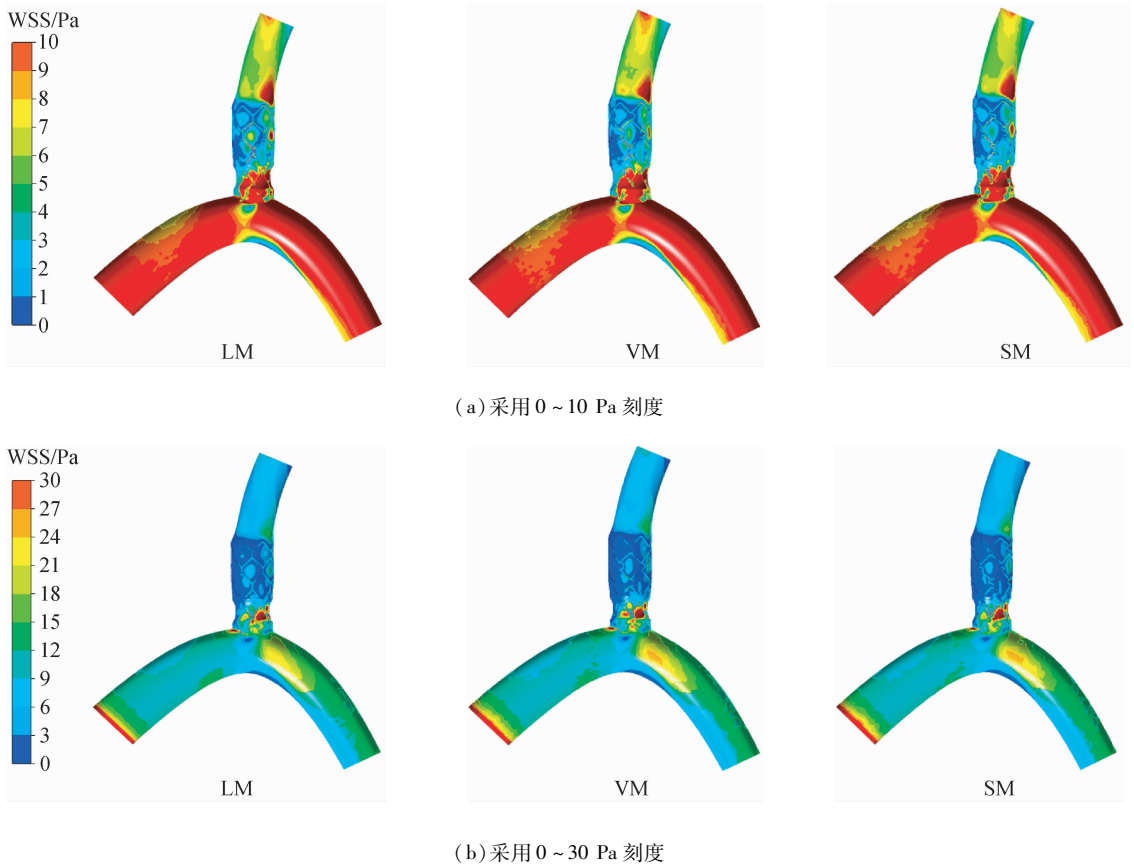


图 3 壁面切应力云图

Fig. 3 Contour of the instantaneous wall shear stress (a) Using the scale of 0 ~ 10 Pa, (b) Using the scale of 0 ~ 30 Pa

表 1 血管壁上的时间平均壁面切应力分布面积比率

Tab. 1 Area ratio of time-averaged wall shear stresses distributed on the vessel wall

壁面切应力区域/Pa	LM 型/%	VM 型/%	SM 型/%
0 ~ 0.4	9.05	10.22	11.61

间,LM 型中有一个涡流形成,而 VM 型和 SM 型中均有两个涡流形成。涡流的形成产生了流动分离,壁面切应力显著降低,并形成死水区,造成血细胞和脂质等物质的滞留。因而与 VM 型、SM 型相比,LM 型的近壁面血液流动情况较好,可降低支架内再狭窄的可能性。

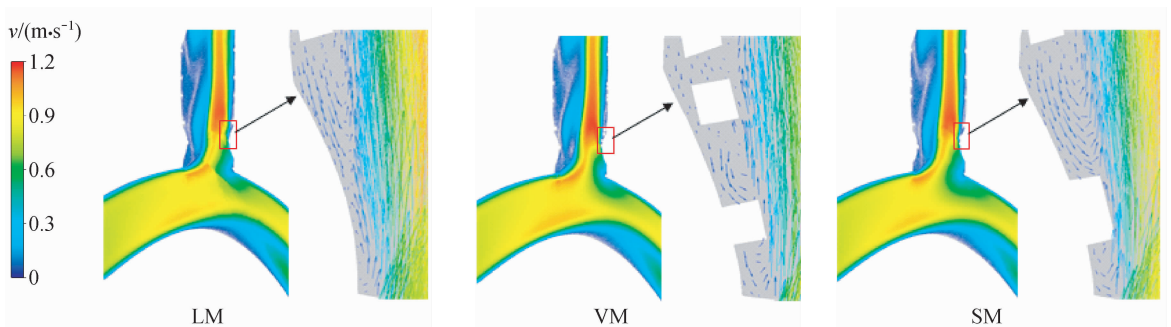


图 4 在血管纵剖面的速度矢量云图

Fig. 4 Contour of velocity vector in the longitudinal plane

### 3 讨论

支架介入治疗是通过支架的机械性支撑使病变血管恢复畅通,从而引起血管适应性的反应。血管对支架置入的适应性反应包括4个时期:血栓形成、炎症反应、内膜增生和血管重构<sup>[10]</sup>,从而导致临床上所谓的支架内再狭窄<sup>[10-11]</sup>。支架的置入不仅引起血管适应性的反应,而且造成血管内血流动力学的改变,包括局部壁面切应力的降低和扰动流的产生等。由于支架筋具有一定的厚度,支架筋在流腔内突出,形成与血管壁相连的台阶形状,从而使血液流动产生了流体力学中经典的前台阶流动和后台阶流动。而前、后台阶流动均可以引起流动分离,对邻近血管壁面区域血液流动形态的影响较大<sup>[12]</sup>,形成死水区。在死水区壁面切应力显著降低,而低壁面切应力是导致炎症反应和内膜增生的重要影响因素<sup>[13-14]</sup>,在支架内再狭窄的形成中起主导作用。

近支架区域的壁面是低壁面切应力区,支架筋的后部也易形成涡流和产生流动分离,因而破坏了近血管壁边界层区域血液正常的层流流动状态。而且该区域内血液流动的速度也非常低,导致血液中有害物质停滞时间过长。该处往往是支架内再狭窄的初始发生的区域<sup>[15]</sup>。狭窄部位为较高的壁面切应力区。在较高的壁面切应力( $>30\text{ Pa}$ )的病理水平下,血小板被激活,促进血栓的形成<sup>[13,16]</sup>。当血小板通过该流场区域时,血小板直接被激活,亦或被较高的壁面切应力撕裂而释放出致聚剂,在狭窄部位发生血小板的黏附与聚集,易形成血栓。在低壁面切应力( $<0.4\text{ Pa}$ )的病理水平下,近血管壁边界层区域血液正常的层流流动状态的破坏,血细胞贴近管壁的流动与血管内皮层不断地摩擦与碰撞,促进血小板活性的增加和对血管壁内皮的黏附与聚集,从而促进内膜增生;支架内广泛或者局部的内膜过度增生又造成了血管壁的重构,从而促进支架内再狭窄的发生和形成。因此,不论是较高还是较低的壁面切应力,都易于促进血栓的形成,在一定程度上促进支架内再狭窄的发生<sup>[13]</sup>。

本研究的结果显示,L-支架引起的血流动力学效果较好。与L型连接筋相比,V型和S型连接筋具有横向结构,对血液流动有一定的阻碍作用,使得低壁面切应力区域减少。因此,LM型的低壁面切

应力的分布面积较小,减少了易发生血栓形成和内膜增生的区域,降低了导致支架内再狭窄的可能性。且与VM型、SM型相比,LM型存在较少的血流停滞区及涡流的形成,表明支架筋附近的血液流动形态在一定程度上与相邻支架筋的间距密切相关。由于较少的血流停滞区和涡流的存在,LM型在一定程度上减少了血小板的黏附与聚集,能够比较有效地抑制血栓的形成,降低导致支架内再狭窄的可能性。因此,从血流动力学的角度来看,L型连接筋具有较好的支架介入治疗效果。

本研究首先通过固体力学数值模拟获得支架和血管形变后的形状,将其作为边界构建血流动力学有限元模型,然后进行血流动力学数值模拟。采用的数值模拟方法与Balossino等<sup>[3]</sup>的方法基本相同,但构建有限元模型的方法有所区别;后者采用节点信息的方法来构建支架扩张血管后的实体模型,然后将实体模型进行网格划分获得有限元模型,工作量比较大;本文直接利用支架扩张血管后的网格获得其表面模型,然后将表面模型进行网格划分获得有限元模型,工作量相对较小。本文与Balossino等的研究重点也有所不同:后者研究的重点是支撑筋的不同间距对壁面切应力的影响;本文的重点是在支撑筋间距一定的情况下,研究连接筋的不同结构对血液流动的影响。

本研究的主要局限是:①血管模型是理想化的椎动脉模型;②将血管壁假设为刚性壁。相比刚性壁面,弹性壁面模型内的壁面切应力分布和速度分布的趋势基本相同,而其数值均有所下降<sup>[17]</sup>,但其数值计算的时间成本大幅提高。本文旨在研究不同连接筋结构对血液流动的不同影响及其与支架内再狭窄的联系,故选取耗时较少的刚性壁面条件进行血流动力学数值模拟。为了使数值模拟更加接近于真实情况,可以采用图像重建技术建立更加准确的个性化血管模型,同时采用流固耦合的方法进行血流动力学数值模拟,赋予血管壁各向异性的黏弹性或者超弹性的内、中、外3层属性,并且随着空间的变化赋予不同的属性;而血流模型可以采用非层流、非牛顿模型进行血流动力学数值模拟。为了探讨不同因素和条件对椎动脉支架内再狭窄的影响,将支架-血管壁-血液三者的流固耦合作为后续研究工作的重要内容。

## 4 结语

支架的置入造成低壁面切应力以及血液流动停滞区域的形成等血流动力学的改变,与支架内再狭窄紧密相关。从3种支架的血流动力学效果的对比分析可以看出,与V型和S型连接筋相比,L型连接筋造成低壁面切应力的分布面积较少,引起较少的血流停滞区,近壁面血液流动情况较好,降低了导致支架内再狭窄的可能性。从血流动力学的角度来看,L型连接筋具有较好的支架介入治疗效果。

基于此,可以更清楚地了解支架连接筋的形式对治疗效果的影响以及与支架内再狭窄的联系,以期科学合理的选择支架、设计支架和进行椎动脉狭窄介入治疗手术规划。

## 参考文献:

- [1] Colombo A, Stankovic G, Moses JW. Selection of coronary stents [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2002, 40(6): 1021-1033.
- [2] Gu LX, Zhao SJ, Muttyam AK, *et al.* The relation between the arterial stress and restenosis rate after coronary stenting [J]. *J Med Dev Trans ASME*, 2010, 4(3): 1-7.
- [3] Balossino R, Gervaso F, Migliavacca F, *et al.* Effects of different stent designs on local hemodynamics in stented arteries [J]. *J Biomech*, 2008, 41(5): 1053-1061.
- [4] Cheng J, Ni Z. A numerical study on the wall shear stress of stented artery model [C]// *Proceedings of 2010 International Conference on Mechatronics and Automation*. Xi'an, China: [s. n.], 2010: 1593-1597.
- [5] Morlacchi S, Keller B, Arcangeli P, *et al.* Hemodynamics and in-stent restenosis: Micro-CT images, histology, and computer simulations [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(10): 2615-2626.
- [6] 张站柱, 乔爱科, 付文宇. 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.
- [7] Zhang ZZ, Qiao AK, Fu WY. Mechanical analysis an vertebral artery stenosis treated by stents with different tinks[J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 44-49.
- [8] 陈曦, 蒋文涛, 樊瑜波, 等. 药物洗脱支架连接筋对流场和浓度场影响的血流动力学数值研究[J]. *航天医学与医学工程*, 2010, 23(6): 440-444.
- [9] 顾兆勇, 张宏斌, 乔爱科, 等. 支架植入颅内蜿蜒型动脉瘤的血流动力学仿真[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(1): 64-69.
- [10] Gu ZY, Zhang HB, Qiao AK, *et al.* Simulation of hemodynamics in stent intervention of Basilar Sinuous aneurysms [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(1): 64-69.
- [11] Mills CL, Gabe IT, Gault JH, *et al.* Pressure-flow relationships and vascular impedance in man [J]. *Cardiovasc Res*, 1970, 4(4): 405-417.
- [12] Edelman ER, Rogers C. Pathobiologic responses to stenting [J]. *Am J Cardiol*, 1998, 81(7A): 4E-6E.
- [13] Chiu JJ, Chien S. Effects of disturbed flow on vascular endothelium: Pathophysiological basis and clinical perspectives [J]. *Physiol Rev*, 2011, 91(1): 327-387.
- [14] Moore JE, Berry JL. Fluid and solid mechanical implications of vascular stenting [J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(4): 498-508.
- [15] 欧阳埔. 血液流变学及其在支架置入术后的变化[J]. *介入放射学杂志*, 2002, 11(5): 382-384.
- [16] Pakala R, Watanabe T, Benedict CR. Induction of endothelial cell proliferation by angiogenic factors released by activated monocytes [J]. *Cardiovasc Radiat Med*, 2002, 3(2): 95-101.
- [17] 孙安强, 邓小燕. 冠状动脉支架血流动力学中的几个问题[J]. *生物物理学报*, 2011, 27(8): 669-675.
- [18] Martin D, Zaman A, Hacker J, *et al.* Analysis of haemodynamic factors involved in carotid atherosclerosis using computational fluid dynamics [J]. *Br J Radiol*, 2009, 82(1): S33-38.
- [19] 邱晓宁, 费智敏, 张珏, 等. 壁面弹性对分叉颈动脉个体化病例血流动力学影响的数值模拟[J]. *上海交通大学学报(医学版)*, 2011, 31(11): 1554-1559.