

文章编号:1004-7220(2012)06-0598-05

# 支架置入椎动脉开口处狭窄后突出距离的血流动力学分析

牛 静<sup>1</sup>, 戴 璇<sup>2</sup>, 乔爱科<sup>1</sup>, 焦力群<sup>2</sup>

(1. 北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124; 2. 首都医科大学附属北京宣武医院, 北京 100053)

**摘要:** **目的** 探讨支架置入椎动脉开口处狭窄后突出到左锁骨下动脉的距离对局部血流动力学的影响。**方法** 分别构建未置入支架(模型1)以及置入支架无下移(模型2)、下移1 mm(模型3)、2 mm(模型4)、3 mm(模型5)的椎动脉模型。利用计算流体力学方法进行数值模拟,比较不同模型的血流流速、壁面切应力等血流动力学差异。**结果** 支架置入术后,模型2的支架段壁面切应力降低85.33%、血流速度降低35.36%、旋动流现象消失。支架下移不同程度的几个模型相比,狭窄段的壁面切应力相差最大0.76%、血流速度相差最大0.45%。**结论** 支架的置入椎动脉开口狭窄后的血流动力学变化显著,而支架下移距离对椎动脉流速和壁面切应力的影响不明显。

**关键词:** 动脉狭窄; 血管内支架; 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

## Hemodynamics analysis of vertebral artery ostium stenosis treated with stent implantation undergoing different protrusion distances

NIU Jing<sup>1</sup>, DAI Xuan<sup>2</sup>, QIAO Ai-ke<sup>1</sup>, JIAO Li-qun<sup>1</sup> (1. *The College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*; 2. *Xuan Wu Hospital affiliated to Capital Medical University, Beijing 100053, China*)

**Abstract:** **Objective** To investigate the influence of different protrusion distance of stent strut into the subclavian artery on local hemodynamics of the vertebral artery (VA) ostium. **Methods** Five models of the VA were established. Model 1 was without stent implantation, Model 2 to 5 was with stent protruding into the subclavian artery for 0, 1, 2, 3 mm, respectively. Computational fluid dynamics analysis was performed to study the differences of hemodynamics in these models. **Results** After stent implantation, the wall shear stress and the blood flow velocity at the stent segment in the Model 2 was reduced by 85.33% and 35.36%, respectively. The phenomenon of swirling flow disappeared. For models with different protrusion distance, the maximum difference of wall shear stress of VA was 0.76%, and the maximum difference of blood flow velocity is 0.45%. **Conclusions** Stent implantation can improve the hemodynamics of vertebral artery ostium stenosis, while the protrusion distance of stent strut has no obvious influence on the blood flow velocity and wall shear stress.

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

椎动脉开口处狭窄在全部脑血管狭窄中所占比例达到25%~40%<sup>[1]</sup>。严格的药物治疗仅能降低卒中的危险率13%<sup>[2]</sup>,而外科手术治疗(比如内膜

剥脱术和静脉修补术)的手术致残率高达34%<sup>[3]</sup>。因此,支架成形术成为椎动脉粥样硬化狭窄的最有效方式。然而支架置入后引起的支架内再狭窄高达

收稿日期:2012-02-13; 修回日期:2012-03-30

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)。

通讯作者:乔爱科,教授,E-mail: qak@bjut.edu.cn。

10%~67%,是支架置入术仍未解决的难题之一<sup>[4]</sup>。支架突出距离是引起支架内再狭窄的重要因素,但是这方面的研究甚少,没有足够的证据证明。

本文应用计算流体力学方法,对椎开口狭窄支架置入术后的血流动力学进行有限元分析,探讨支架置入位置的不同对术后血流动力学的影响,具体考察支架突出到锁骨下动脉的不同距离对椎动脉血流速度、壁面切应力的影响,从而为减轻支架内再狭窄提供合理的参考依据。

## 1 材料与方 法

### 1.1 CTA 断层图像的获取与处理

患者女性,58岁,症状为后循环短暂性脑缺血发作。患者就诊于北京宣武医院神经外科,入院后进行椎动脉狭窄的CTA扫描。扫描从主动脉弓起,层厚为0.5 mm。所有断层图像信息以数字医学图像信息标准格式保存并输出。将CT图像数据包导入Mimics内进行序列重建。通过对椎动脉每个断层序列进行编辑修复,重建出支架置入前后不同的患者个性化椎动脉三维面网格模型。

### 1.2 支架构建与支架血管融合

依照支架规格,利用Pro/E软件构建5.0 mm×15 mm闭环支架(Cordis公司,美国)(见图1(a))。将椎动脉的三维几何数据模型和支架的三维几何数据模型分别导入Geomagic软件并通过逻辑运算整合在一起,生成支架置入椎动脉后的三维几何数据模型,以STL格式保存。置入支架的椎动脉模型按支架下移突出到左锁骨下动脉的距离不同可分为以下4种类型:模型1为未置入支架的狭窄椎动脉三维模型;模型2为支架无下移的椎动脉三维模型, $L=0$  mm;模型3为支架下移1 mm的椎动脉三维模型, $L=1$  mm;模型4为支架下移2 mm的椎动脉三维模型, $L=2$  mm;模型5为支架下移3 mm的椎动脉三维模型, $L=3$  mm(见图1(b)、(c))。

### 1.3 网格化分与数值模拟

将上述模型的STL格式文件导入ANSYS软件中进行网格化分,并进行有限单元法数值模拟。数值模拟在定常流动的情况下进行,其中血液假设为牛顿流体,血液密度为 $1\ 050\text{ kg/m}^3$ ,黏度为 $0.35\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 。左锁骨下动脉入口边界设定为定常流速条件。根据患者真实数据,入口处平均流速设

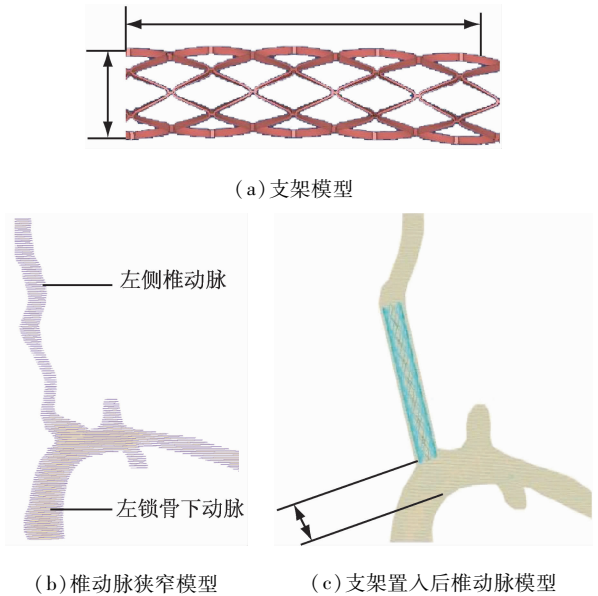


图1 支架及椎动脉模型

Fig.1 The model of stent and vertebral artery

定为 $1.8\text{ m/s}$ 。出口边界设为压力边界条件,压力值为 $0\text{ Pa}$ 。

## 2 结果

### 2.1 流场状态

5种模型的流场分布如图2、3所示。模型1显示未置入支架的椎动脉入口处血流呈现明显的旋动流态,流场相对不稳定。模型2~5显示置入支架后的椎动脉入口处旋动流态显著削弱。支架置入前血流大部分从主动脉直接流入锁骨动脉,另一部分血流冲击在血管分叉处,即椎动脉入口处。该处血流形成旋动状态,呈螺旋上升式流入狭窄的椎动脉。支架置入后,椎动脉入口段血管被撑起,血管直径变大,狭窄现象消失,旋动流亦明显削弱。流线基本平直,流场相对稳定,血流平缓。

### 2.2 速度平均值

5种模型在几个典型部位的速度平均值比较如图2和表1所示。血流从椎动脉入口处向上流动,通过椎动脉向颅内供血。未置入支架的狭窄椎动脉,狭窄段末端处血流速度为 $2.809\ 1\text{ m/s}$ ,远远高于入口处和远端出口处,其中流速最高达到 $4.200\ 0\text{ m/s}$ 。这是血液流动遵守质量守恒定律造成的结果,流量一定的条件下,血管越窄,流速越高。

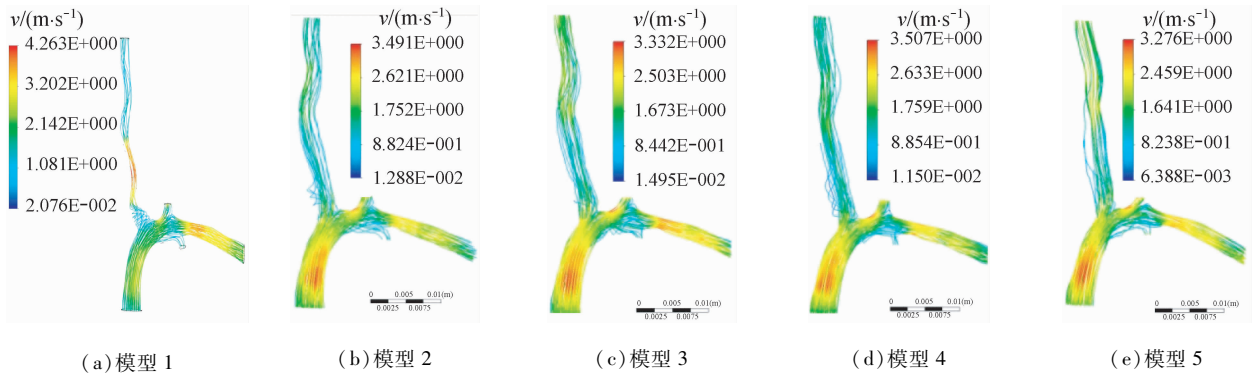


图2 流速度流线图

Fig.2 Distributions of the flow velocity

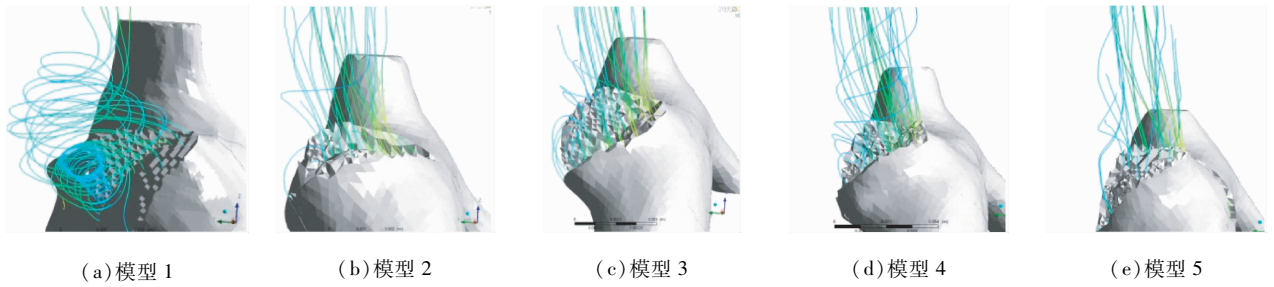


图3 椎动脉入口处旋动流状态

Fig.3 Swirling flow at the vertebral artery inlet

而置入支架的椎动脉模型,其狭窄末端的血液流速略低于入口处,而远端出口处的血流速度明显高于前两者,呈现升高趋势。这说明支架的置入有效地扩大狭窄段椎动脉直径,血液平缓稳定地流过狭窄段,充裕地向颅内供血,符合血流流动遵循的质量守恒定律。4种置入支架的椎动脉模型相比较,模型2~5远端出口处血流速度分别为1.578 0,1.716 6,1.359 0,1.670 6 m/s,说明椎动脉远端出口处血流速度一定程度上受到支架下移程度的影响。

表1 不同模型的血流速度(单位:m/s)

Tab.1 Average blood flow velocity in different models

模型	椎动脉入口处速度	狭窄段末端处速度	远端出口处速度
1	1.130 4	2.809 1	1.532 9
2	1.186 2	0.993 2	1.578 0
3	1.009 9	0.938 9	1.716 6
4	1.141 1	0.831 5	1.359 0
5	1.129 0	0.884 8	1.670 6

## 2.3 壁面切应力

5种模型的壁面切应力分布如图4所示。高切应力主要位于椎动脉狭窄段和无名动脉。未置入支架的狭窄椎动脉,其狭窄段的壁面切应力高于椎动脉上下游血管,狭窄段的壁面切应力范围在11.6~25 Pa。支架置入后,模型2~5支架段的切应力分别为0.02~2,0.05~2,0.05~2,0.02~2 Pa;支架段的壁面切应力低于无支架段,且不均匀分布。这说明支架置入术增高且维持了狭窄段上游的壁面切应力、减小了狭窄段椎动脉的壁面切应力、改善了血管内环境、有效防止由于椎动脉狭窄导致的颅内供血不足等问题。

## 3 讨论

### 3.1 旋动流态

血流动力学的研究发现,部分动脉内的血流成旋动流态,例如升主动脉、腿部的大动脉和冠状动脉<sup>[5]</sup>。Frazin等<sup>[6]</sup>认为,发生血流旋动的动脉往往

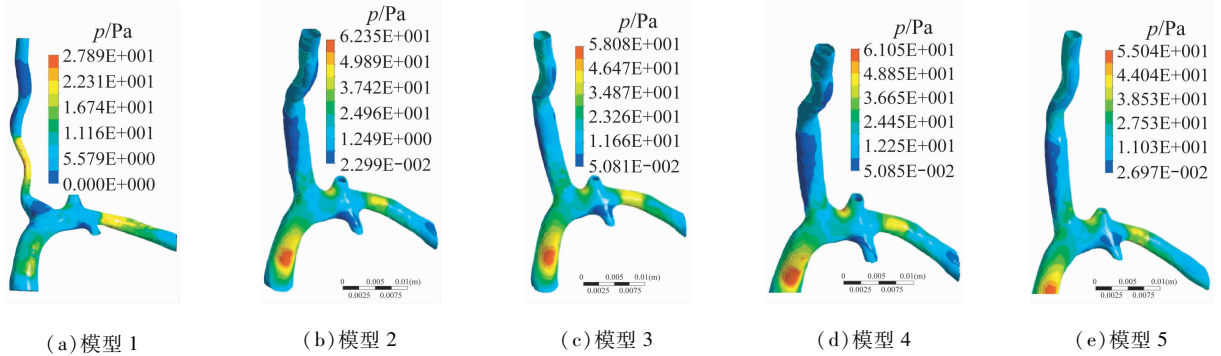


图4 壁面切应力分布

Fig.4 Distributions of the wall shear stress

具有空间结构特性,即动脉弯曲或者分叉处。正是这一空间三维螺旋的构型,使得这些动脉的血流呈现旋转流动的状态。这种流态具有一定优势:一方面,它可使血流稳定,减小涡流;另一方面,它在一定程度上可使血管壁得到光滑冲刷,减小血液中有有害物质(如脂质等)在血管壁的沉积<sup>[7]</sup>。数据表明,在未置入支架的椎动脉入口处,血流旋动状态极为明显;未置入支架的模型与置入支架的模型进行比较,前者的旋动流、二次流现象比其他模型强烈,迪安数(De)较大。这种现象进一步验证了 Frazin 等的理论,即椎动脉入口处具有旋动血流的动脉空间结构特性。但是有关是 De 数越大、旋动流现象越明显的流场就会对血管有益处的疑问仍然存在。如何确定相对合理的 De 数值以及适当的旋动流状态,对于椎动脉开口端支架植入术最为有效,这是今后研究支架置入术考虑的问题之一。

### 3.2 血流速度

血管内治疗的目的是扩张狭窄血管至正常管径,防止血栓形成或斑块脱落,并恢复其血流。本研究结果显示,与支架置入椎动脉模型前比较,狭窄段入口处血流速度明显降低,远端出口处血流速度显著提高,改善了血管内环境,有利于椎动脉狭窄的治疗,降低由于供血不足导致的复发脑中风的危险性。因此,支架对于治疗椎动脉狭窄是安全有效的,提高了椎动脉入口处的流畅稳定性,增大了椎动脉远端出口速度、降低了椎动脉再狭窄的风险性,对临床治疗有一定的指导作用。然而,4组支架下移模型中,椎动脉远端出口速度值差异并不明显,只能证明支架取不同位置对流速影响不同。

### 3.3 壁面切应力

尽管支架置入术使原本狭窄的血管恢复正常的管径并改善血流,但支架置入本身也改变了血管内的血液动力学特征。狭窄段上游不稳定的流态和低切应力与持续的血管内皮细胞受损有关。这将影响狭窄段壁面切应力变化,并且刺激内皮细胞间隙增大、脂质沉积,容易造成动脉粥样硬化和血栓的形成<sup>[8]</sup>。而适当地升高且维持上游段的切应力有助于控制狭窄段变化,避免血管内皮细胞的损伤,使内皮细胞的间隙减少,同时诱导防止动脉粥样硬化的基因表达<sup>[9-10]</sup>。本研究发现,支架置入后,增大椎动脉血管直径,稳定血管壁结构,局部区域切应力过高现象明显缓解,上游区域壁面切应力升高,壁面血管内皮细胞受损,有利于椎动脉的供血。

## 4 结论

本文研究了支架不同下移程度对于治疗椎动脉狭窄的血流动力学影响。结果表明,支架突出到左锁骨下动脉开口处的距离会影响支架植入后的血流动力学改变从而影响治疗效果。支架置入椎动脉后,入口处旋动态有所改善,局部高切应力现象显著减小,支架置入有效地治疗椎开口狭窄;而支架下移距离,只能说明其距离影响椎动脉血流动力学变化。因此,从流体力学角度分析的支架下移是造成椎动脉再狭窄关键因素,仍需要进一步的实验证明。此外,本研究中的几何模型采取了一定程度的平滑修饰,并对血流做了定常流而非脉动情形的假设。因此,非定常流情况下支架置入个性化狭窄椎动脉模型将是后续工作需要考虑的因素。

## 参考文献:

- [1] Albuquerque FC, Fiorella D, Han P, *et al.* A reappraisal of angioplasty and stenting for the treatment of vertebral origin stenosis [J]. *Neurosurgery*, 2003, 53(3): 607-616.
- [2] Hopkins LN, Martin NA, Hadley MN, *et al.* Vertebrobasilar insufficiency: Part 2 Microsurgical treatment of intracranial vertebrobasilar disease [J]. *J Neurosurg*, 1987, 66(5): 662-674.
- [3] Zhu YQ, Gu BX, Li MH, *et al.* Safety, feasibility, and mid-term follow-up of Willis stent graft placement in the treatment of symptomatic complicated intra-or extra-cranial aneurysms: A multicenter experience [J]. *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 2010, 19(6): 320-328.
- [4] Taylor RA, Siddiq F, Suri MFK, *et al.* Risk factors for in-stent restenosis after vertebral ostium stenting [J]. *J Endovasc Ther*, 2008, 15: 203-212.
- [5] Kilner PJ, Yang GZ, Mohiaddin RH. Helical and retrograde helical flow patterns in the aortic arch studied by three-directional magnetic resonance velocity mapping [J]. *Circulation*, 88(5 Pt 1): 2235-2247.
- [6] 刘肖, 孙安强, 占帆, 等. 动脉血流旋动原理在人造血管研制和血管移植术中的应用[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(5): 334-337.
- Liu X, Sun AQ, Zhan F, *et al.* Clinical application of the swirling flow mechanism in arterial prostheses and bypasses [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 334-337.
- [7] Frazin LJ, Vonesh MJ, Chandran KB, *et al.* Confirmation and initial documentation of thoracic and abdominal aortic helical flow. An ultrasound study [J]. *ASAIO*, 1996, 42: 951-956.
- [8] Jeng J, Shu C. Effects of disturbed flow on vascular endothelium: Pathophysiological basis and clinical perspectives [J]. *Physiol Rev*, 2011, 91(1): 327-387.
- [9] Yie MH, Yu QZ, Xiao LZ, *et al.* Correlation between local hemodynamics and lesion distribution in a novel aortic regurgitation murine model of atherosclerosis [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(5): 1414-1422.
- [10] Murphy J, Boyle F. Assessment of the effects of increasing levels of physiological realism in the computational fluid dynamics analyses of implanted coronary stents [C]// 30th Annual International IEEE EMBS Conference. Vancouver, Canada: [s. n.], 2008: 5906-5909.

## · 致读者 ·

### 关于文稿中法定计量单位的书写要求

本刊法定计量单位实行国务院 1984 年 12 月颁布的《中华人民共和国法定计量单位》，并以单位符号表示，具体使用参照中华医学会杂志社编写的《法定计量单位在医学上的应用》。注意单位名称与单位符号不可混用。如  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$  应改为  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$ ；组合单位符号中表示相除的斜线多于 1 条时，应采用负数幂的形式表示，如  $\text{ng}/\text{kg}/\text{min}$  应采用  $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  的形式；组合单位中斜线和负数幂亦不可混用，如前例不宜采用  $\text{ng}/\text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  的形式。在首次出现不常用的法定计量单位时加注与旧制单位的换算系数，下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物体内的压力单位使用 mmHg 或  $\text{cmH}_2\text{O}$ ，但文中首次出现使用括号加注 ( $1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$ )。正文中时间的计量单位表达，凡表示时间的具体数据时，数据后的计量单位应采用 d、h、min、s，而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字，如吸光度（旧称光密度）的符号 A，“A”为斜体。