

·实验研究 Experimental research·

基于 CT 的三维颈内动脉瘤手术前后的血流动力学分析

任国荣, 姜 平, 曹泉强, 李玉生, 王冬青, 王存祖

【摘要】 目的 研究颈内动脉瘤术后血流动力学因素对动脉瘤复发的影响,为临床了解动脉瘤术后复发机制提供帮助。**方法** 应用计算机软件 Mimics 重建颈内动脉瘤术前、术后三维模型,通过有限元软件 ANSYS 与大型流体力学软件 CFX 进行非定常流动计算与分析,通过有限元方法获得颈内动脉瘤手术前后的血流动力学参数。**结果** 颈内动脉瘤瘤体内形成漩涡区,复发病例术后原载瘤动脉处压力明显降低,原载瘤动脉处剪切应力明显增大,血流速度明显增大。**结论** 血管响应血流动力学变化,在功能与结构方面发生适应性反应,为分析研究动脉瘤生长、破裂、术后复发提供了新的研究思路和理论方法。

【关键词】 颈内动脉瘤;血流动力学;复发;剪切力

中图分类号:R318.01 文献标志码:B 文章编号:1008-794X(2013)-10-0825-05

Hemodynamic analysis of preoperative and postoperative carotid aneurysm by using CT 3 - D numerical simulation REN Guo-rong, JIANG Ping, CAO Xiao-qiang, LI Yu-sheng, WANG Dong-qing, WANG Cun - zu. Research Center of Fluid Machinery Engineering and Technology, Jiangsu University, Zhenjiang, Jiangsu Province 212013, China

Corresponding author: JIANG Ping, E-mail: jiangping1111@163.com

【Abstract】 Objective To investigate the influence of hemodynamic factors of postoperative carotid aneurysm on the recurrence of carotid aneurysm in order to help understand the mechanism of postoperative recurrence. **Methods** The preoperative and postoperative three - dimensional models of internal carotid aneurysm were reconstructed by using the computer software Mimics. The unsteady flow was calculated and analyzed by using finite element software ANSYS and large fluid dynamics software CFX, while the preoperative and postoperative hemodynamic factors of carotid aneurysm were determined by the finite element method. **Results** A whirlpool area was formed within the carotid aneurysm. In patients with recurrence, the pressure of the recurrent aneurysm was significantly reduced after surgery, while the wall shear stress at the residual neck distinctly increased. Blood flow velocity increased sharply. **Conclusion** The vessels can meet the hemodynamic changes with a quick response, adjusting their adaptability in function and structure. The results of this study provide new thinking and theoretical methods for the researches of the aneurysm growth, rupture and recurrence.(J Intervent Radiol, 2013, 22: 825-829)

【Key words】 carotid aneurysm; hemodynamics; recurrence; wall shear stress

颈内动脉瘤是动脉的一种病理性扩张,通常发生在颅底的大脑动脉环,常易破裂,破裂后将导致

严重的并发症,甚至死亡^[1]。颈内动脉瘤最有效的治疗方法是手术,但手术后仍有可能复发。因此,动脉瘤形成、生长、破裂和稳定的血流动力学机制成为人们关注的焦点^[2],其中一种重要的研究方法是在动脉瘤 CT 扫描、三维重建基础上,通过 ANSYS 软件用流体力学的方法计算其血流动力学。这种方法能客观反映血流性质,如血流速度、血管壁承受压力和剪切力,这对于从血流动力学角度探讨动脉瘤产生的机制、动脉瘤破裂的原因及提出正确的手术

DOI:10.3969/j.issn.1008-794X.2013.10.011

作者单位:212013 江苏镇江 江苏大学流体机械工程技术研究中心(任国荣、李玉生);江苏大学基础医学与医学技术学院解剖学教研室(姜 平、曹泉强);江苏大学附属医院影像科(王冬青、王存祖)

通信作者:姜 平 E-mail: jiangping1111@163.com

方案非常必要。当前,用计算流体力学方法探讨颈内动脉及脑动脉瘤破裂前后的血流动力学变化及预测动脉瘤破裂的风险等方面,已取得较大成果,但是未能对手术后的载瘤血管进行血流动力学分析和评价手术效果。本实验基于无损的成像方式结合三维重建技术和模型优化技术建立复发病例颈内动脉瘤术前、术后模型,通过 ANSYS 建立个体化的颈内动脉瘤术前、术后三维有限元模型,为血流动力学研究提供可靠技术,用计算流体力学的方法得到复发病例手术前后的血流动力学参数变化,并对剪切力对血管的作用机制进行分析,为临床上动脉瘤治疗方案的制定和预防术后复发提供参考依据,方便对患者术后作出治疗计划,防止动脉瘤术后复发^[3]。

1 研究方法

1.1 重建方法

选取江苏大学附属医院 1 例 56 岁女性颈内动脉瘤患者术后 2 年复发颈内动脉瘤的影像数据。应用 GE lightspeed 64 排多层螺旋 CT 扫描,前臂肘静脉注射对比剂,注射速度为 3.0 ml/s,总量为 90 ml。获得层厚为 0.625 mm 的断层图像 106 幅,为了在模型重建中去除骨骼影响,在图像工作站上做去骨处理后以 DICOM 3.0 标准存入该患者术前、术后的影像资料。把以 DICOM 格式存储的图像导入 MIMICS (Materialise 公司,比利时),采用阈值分割和区域生长方法获得脑动脉大体模型,采用蒙板编辑去除不需要的血管,调用 MIMICS 中的 FEA 模块中的 Remesh 模块获得脑血管瘤的面网格模型 (图 1),以 STL 格式导入三维有限元软件 ANSYS ICEM CFD (ANSYS 公司,美国)进行网格划分,使用一种快速的四面体网格划分技术进行表面网格到非结构网格的划分。

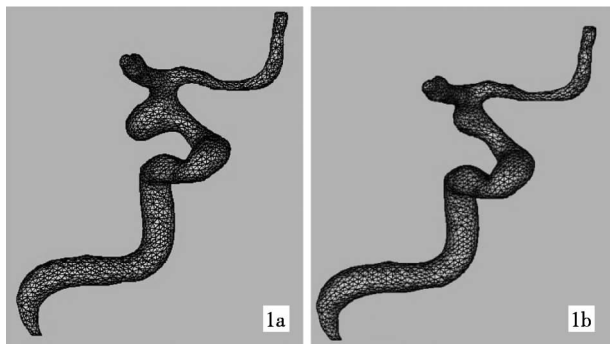


图 1 术前(1a)、术后(1b)面网格模型

1.2 控制方程

假定血液为黏性,层流,不可压缩的牛顿流体^[4]。流体力学的控制方程包括连续方程、质量方程和能量方程,本研究不考虑热量等能量的传递,因此不考虑能量方程^[5-8]。假设血液重力不计,流体的运动方程是不可压缩流体的 Navier-Stokes 方程,简称为 N-S 方程^[9]。

$$\text{动量方程: } \partial u / \partial t = -(u \cdot \nabla) u + \nu \nabla^2 u - \nabla P / \rho$$

$$\text{质量方程: } \nabla \cdot u = 0$$

式中: ρ 为液体的密度, P 为压强, u 为速度因子, ν 为运动粘度系数。

1.3 边界条件

假定血管壁为刚性固壁,血流和血管壁无滑移^[10]。忽略动脉瘤壁的弹性和厚度对血流的影响^[11]。在动脉瘤进口处施加用多普勒超声测量的正常人的脉动速度(图 2),取正常人体心动周期为 0.8 s,计算时间步长间隔为 0.002 s,脉动周期内总共 400 个时间步长,最大迭代步数为 50,采用迎风格式,迭代残差值的收敛条件是 10^{-4} ,出口处给予一压力定值,心率为 70 次/min,血液的平均速度是 0.374 m/s,血流收缩期峰值发生在 $t/T = 0.619$ 处。

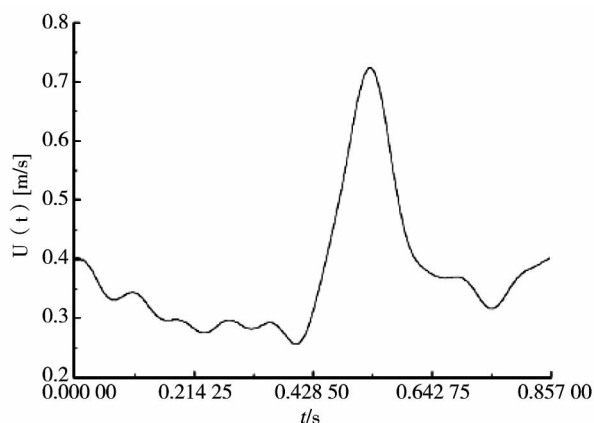


图 2 速度入口

1.4 数值模拟

使用 ANSYS CFX 的有限体积法对控制方程进行求解,计算中将血液视为不可压缩的牛顿流体,其密度为 $1\,060\text{ kg/m}^3$,粘度为 0.004 Pa/s ,血液雷诺数在 $400 \sim 500$,血流为层流,满足无滑移条件,在入口设置脉动速度,两出口设置为恒定压力^[12]。Takao 等^[13]采用计算流体力学的方法对非牛顿流体进行了数值模拟,结果表明,在生理条件下将血液视为牛顿流体与非牛顿流体计算结果的误差可以忽略。由于进口加入的是脉动速度会导致刚开始计算时数值不稳定,本实验采用 3 个脉动周期,到第 3 个周期计算达到稳定,取第 3 个周期的结果作为模

拟结果^[14]。数据设置完毕后,输出求解,求解结果生成 res 文件进行结果输出,依据输出记录复发患者在心动周期收缩峰值时术前、术后的血流动力学参数。

2 结果

2.1 术前、术后动脉瘤壁面压力变化

图 3 是动脉瘤壁面压力云图,从图中可见动脉瘤壁面压力与载瘤血管壁面压力无明显不同,颜色越接近红色代表压力越大,颜色越近蓝色代表压力越小。从术后压力分布(图 3b)上发现载瘤动脉壁上压力并未发生明显改变,而原瘤生长部位壁面压力发生明显改变,术后原瘤生长处壁面压力较载瘤动脉瘤颈处壁面压力明显降低,而且随血流方向而递减。

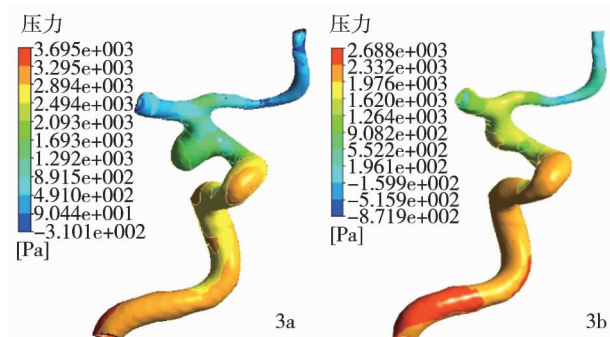


图 3 术前(3a)、术后(3b)动脉瘤壁面压力分布

2.2 术前、术后动脉瘤壁面剪切应力变化

图 4 是动脉瘤壁面剪切应力云图,从术前、术后的剪切应力云图上发现载瘤动脉和动脉瘤壁上都有不均匀的剪切力分布,瘤体整体都表现出较低的剪切应力。动脉瘤壁剪切应力在血流冲击瘤颈处较大,然后逐渐减小,在颈内动脉出口处分为 2 个小分支,分支血管壁的剪切应力均较大。从术前剪切应力分布(图 4a)上可见术前动脉瘤颈部的壁面剪切应力大约为 2 Pa,而术后原瘤生长处的壁面剪切应力大约为 45.37 Pa,术后原瘤生长处的壁面剪切应力出现局部增大的情况,术后原瘤生长处有相当高的剪切应力就会有再次形成动脉瘤的危险,这也可能是该例患者复发动脉瘤的主要原因。

2.3 术前、术后动脉瘤血流速度流线变化

图 5 是动脉瘤血流速度流线图,从血流速度流线图可以直观的观察血流运动的轨迹,观察血流分布的特点,以及形成涡流的情况^[11]。血流自颈内动脉入口进入动脉瘤内,在冲击瘤颈处速度最大,然后速度降低,术前动脉瘤内形成巨大涡流,且血流

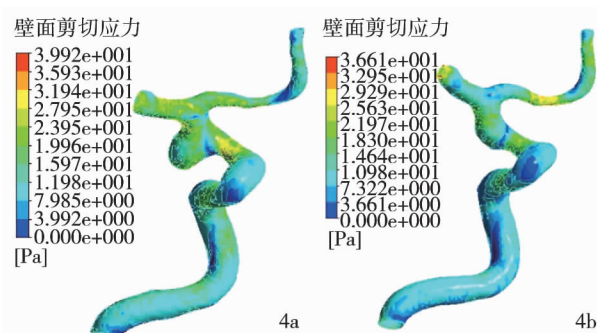


图 4 术前(4a)、术后(4b)动脉瘤壁面剪切应力分布

流线呈逆时针分布,然后流出颈内动脉进入大脑中动脉和大脑前动脉。瘤内速度整体较低,较高速度的血流从动脉血管的下部进入动脉瘤内并沿动脉瘤的壁面进行流动,在流入动脉瘤颈处产生较高的剪切应力。术后原瘤生长处的最大速度达 1.79 m/s。再结合术前壁面剪切应力分布(图 4a),瘤颈部剪切应力最高,瘤顶部最低,显示在血流速度越快的地方壁面剪切应力越高。从速度流线(图 5b)上看到术后原载瘤动脉处的速度明显增大,再结合剪切应力分布(图 4b),原瘤生长部位的剪切应力也明显增大。这也与许多文献报道一致,动脉瘤的血流速度和壁面剪切应力呈正相关^[14-21]。

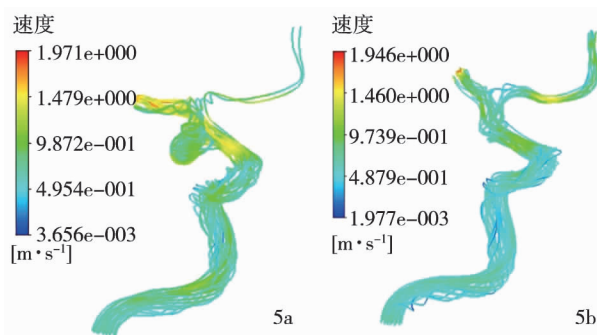


图 5 术前(5a)、术后(5b)动脉瘤血流速度流线分布图

3 讨论

3.1 研究方法的确立

实验基于 CT 扫描数据,应用数字医学计算机软件及有限元软件建立颈内动脉瘤三维血流动力学模型。对动脉瘤复发患者术前、术后的动脉瘤模型进行血流动力学分析,研究血流动力学的变化与动脉瘤术后复发的关系。在颈内动脉瘤的血流动力学仿真中,模型的建立是至关重要的一步,其建立的成功与否直接关系到后来计算流体力学分析的准确与否,建立的其中一个重要原则就是重建好的模型尽可能的接近真实的实体模型。但模型与真实情况还是有差异的,因此在制模过程中,必须要做

出一些假设,这些假设也得到公认^[22]。如假设血液为粘性层流,不可压缩的牛顿液体,并不考虑热量等能量的传递;假设血管壁为刚性固壁,忽略管壁的弹性和厚度对血流的影响。本文模型是基于医学计算机软件 MIMICS 建立的,医学影像数据导入 MIMICS 软件之前先在影像工作站上进行去骨处理,目的是为了去除骨骼在血管瘤重建中的干扰作用。本研究所建模型和血管造影图形逼真,MIMICS 软件可以输出用于有限元分析的文件格式 STL。有利于计算流体力学的分析。

3.2 动脉瘤产生的原因和手术后复发原因的探讨

通常认为颈内动脉的结构特征与动脉瘤产生相关。血管壁是由内膜、中膜和外膜组成的中空管道,内膜主要由内皮细胞和基质膜组成;中膜由若干同心层的弹性纤维和平滑肌组成;外膜主要由松弛的结缔组织构成。血管壁的力学性质主要取决于中膜,而中膜又取决于弹性纤维和平滑肌的性质、含量及空间构型,血管壁的弹性纤维必须能够承受住血液的压力,在血管应变不大时,大部分胶原纤维是松弛和卷曲的,所有的应力由弹性纤维承受,当血管扩张使应变增大时,胶原纤维就会被拉直,其承受的应力也会增大,因此血管壁的刚性就会增加,当弹性纤维超出自身的承受能力时,血管壁就会出现膨胀,产生动脉瘤^[23]。典型的囊性动脉瘤有 1 个非常薄的中膜或中膜弹性层缺失。

动脉瘤术后是否复发与血流动力学有一定的关系,血管是人体内对力学环境作出反应变化重建最为迅速的器官之一。血流动力学特别是高壁面剪切力是血管内膜增生的启动因素,血管壁主要的特征是其错综复杂的胶原纤维,在高剪切应力下,胶原纤维变得强直,因此控制了整个病变区域的刚度^[24]。血液剪切力作用于血管内皮细胞的机械感受器,机械感受器把力学信号转化为生化信号,进而活化细胞内一系列信号转导通路,改变血管细胞的基因,蛋白的表达,细胞出现增殖、迁移、凋亡等生物效应。通过血管细胞的生物效应血管进行重建。因此,血液的动力学因素,例如血流速度、壁面剪切力、血管壁压力,在动脉瘤的生长和破裂中起着重要的作用。应用计算流体力学技术掌握动脉瘤的血流动力学特性对动脉瘤术后防止复发具有重要的指导意义。许多研究者已报道剪切力在颈内动脉瘤形成、发展和破裂中的重要作用。高剪切力被认为是颈内动脉瘤形成和生长的主要因素^[25]。低剪切力与动脉瘤的破裂有关,而低剪切应力又与动脉瘤的低血流

量有关,血流速度的停滞能够显著的导致红细胞、白细胞、血小板聚集在血管内皮细胞^[26]。血管内皮细胞是血管最里面的一层衬里,是合成代谢极为活跃的部位,直接与血液接触,内皮细胞对心动周期内的剪切力震荡非常敏感,增加的震荡的剪切力会使血管内皮细胞释放一氧化氮等舒血管物质,一氧化氮强烈扩张血管并使局部血管壁退化,从而会造成动脉瘤的产生和生长。通常认为大约 2 Pa 的剪切力能够维持正常动脉的动脉瘤壁结构,然而,过低的剪切力会导致内皮细胞凋亡^[27]。

实验基于影像数据,应用数字医学计算机软件及有限元软件实现了颈内动脉瘤基于解剖真实的三维血流动力学建模。对动脉瘤复发患者术前、术后的动脉瘤模型进行血流动力学分析,以研究血流动力学的变化与动脉瘤术后复发的关系。从实验结果可见,术后原瘤生长处壁面压力发生明显降低。本研究中,术后壁面的剪切应力和速度均显著增加,高剪切应力是导致动脉瘤产生的原因,这也验证了该患者术后复发动脉瘤。如果术后原瘤生长处壁面切应力和速度普遍减小,则能降低动脉瘤复发的风险。而如果术后原瘤生长处壁面切应力和速度出现局部明显增大,则增加了动脉瘤复发的风险。由于临床上动脉瘤术后复发较少见,实验基于 1 例进行了个体化颈内动脉瘤计算流体力学分析,未来希望获得更多的复发病例,得到更加全面准确的结果^[28]。

[参考文献]

- [1] Valencia A, Morales H, Rivera R, et al. Blood flow dynamics in patient - specific cerebral aneurysm models: the relationship between wall shear stress and aneurysm area index[J]. Med Eng Phys, 2008, 30: 329 - 340.
- [2] Cebal JR, Mut F, Weir J, et al. Association of hemodynamic characteristics and cerebral aneurysm rupture [J]. Am J Neuroradiol, 2011, 32: 264 - 270.
- [3] Bousset L, Rayz V, McCulloch C, et al. Aneurysm growth occurs at region of low wall shear stress: patient-specific correlation of hemodynamics and growth in a longitudinal study [J]. Stroke, 2008, 39: 2997 - 3002.
- [4] 吴 瑕, 徐 克, 肖 亮, 等. 血管内支架构型变化对血流动力学及支架内再狭窄形成的影响[J]. 介入放射学杂志, 2009, 18: 297 - 300.
- [5] Omodaka S, Sugiyama S, Inoue T, et al. Local hemodynamics at the rupture point of cerebral aneurysms determined by computational fluid dynamics analysis [J]. Int J Numer Method Biomed Eng, 2012, 34: 121 - 129.
- [6] Castro MA, Putman CM, Cebal JR. Computational fluid

- dynamics modeling of intracranial aneurysms: effects of parent artery segmentation on intra-aneurysmal hemodynamics[J]. *Am J Neuroradiol*, 2006, 27: 1703 - 1709.
- [7] Jou LD, Morsi H, Shaltoni HM, et al. Hemodynamics of small aneurysm pairs at the internal carotid artery[J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34: 1454 - 1461.
- [8] Chien A, Tateshima S, Sayre J, et al. Patient - specific hemodynamic analysis of small internal carotid artery-ophthalmic artery aneurysms[J]. *Surg Neurol*, 2009, 72: 444 - 450.
- [9] Di Achille P, Humphrey JD. Toward large-scale computational fluid-solid-growth models of intracranial aneurysms [J]. *Yale J Biol Med*, 2012, 85: 217 - 228.
- [10] Omodaka S, Sugiyama S, Inoue T, et al. Local hemodynamics at the rupture point of cerebral aneurysms determined by computational fluid dynamics analysis [J]. *Cerebrovasc Dis*, 2012, 34: 121 - 129.
- [11] Sugiyama S, Meng H, Funamoto K, et al. Hemodynamic analysis of growing intracranial aneurysms arising from a posterior inferior cerebellar artery[J]. *World Neurosurg*, 2012, 78: 462 - 468.
- [12] Xu L, Zhang F, Wang H, et al. Contribution of the hemodynamics of A1 dysplasia or hypoplasia to anterior communicating artery aneurysms: a 3-dimensional numerical simulation study [J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2012, 36: 421 - 426.
- [13] Takao H, Murayama Y, Otsuka S, et al. Hemodynamic differences between unruptured and ruptured intracranial aneurysms during observation [J]. *Stroke*, 2012, 43: 1436 - 1439.
- [14] Cavazzuti M, Atherton MA, Collins MW, et al. Non-newtonian and flow pulsatility effects in simulation models of a stented intracranial aneurysm [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2011, 225: 597 - 609.
- [15] Hu HY, Chan ZD, Tie LL, et al. The formation of internal carotid posterior communicating artery aneurysm [J]. *Int J Cerebrovasc Dis*, 2007, 15: 69 - 78.
- [16] Cantón G, Levy DI, Lasheras JC, et al. Flow changes caused by the sequential placement of stents across the neck of sidewall cerebral aneurysms[J]. *J Neurosurg*, 2005, 103: 891 - 902.
- [17] Mut F, Löhner R, Chien A, et al. Computational hemodynamics framework for the analysis of cerebral aneurysms[J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2011, 27: 822 - 839.
- [18] Kolega J, Gao L, Mandelbaum M, et al. Cellular and molecular responses of the basilar terminus to hemodynamics during intracranial aneurysm initiation in a rabbit model [J]. *J Vasc Res*, 2011, 48: 429 - 442.
- [19] Dolan JM, Meng H, Singh S, et al. High fluid shear stress and spatial shear stress gradients affect endothelial proliferation, survival, and alignment[J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39: 1620 - 1631.
- [20] Kulcsár Z, Ugron A, Marosfoi M, et al. Hemodynamics of cerebral aneurysm initiation: the role of wall shear stress and spatial wall shear stress gradient [J]. *Am J Neuroradiol*, 2011, 32: 587 - 594.
- [21] Luo B, Yang X, Wang S, et al. High shear stress and flow velocity in partially occluded aneurysms prone to recanalization [J]. *Stroke*, 2011, 42: 745 - 753.
- [22] Tremmel M, Xiang J, Natarajan SK, et al. Alteration of intra-aneurysmal hemodynamics for flow diversion using enterprise and vision stents[J]. *World Neurosurg*, 2010, 74: 306 - 315.
- [23] Spiegel M, Redel T, Zhang YJ, et al. Tetrahedral vs. polyhedral mesh size evaluation on flow velocity and wall shear stress for cerebral hemodynamic simulation [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2011, 14: 9 - 22.
- [24] Xiang J, Natarajan SK, Tremmel M, et al. Hemodynamic - morphologic discriminants for intracranial aneurysm rupture[J]. *Stroke*, 2011, 42: 144 - 152.
- [25] Tateshima S, Chien A, Sayre J, et al. The effect of aneurysm geometry on the intra - aneurysmal flow condition [J]. *Neuroradiology*, 2010, 52: 1135 - 1141.
- [26] Baek H, Jayaraman MV, Richardson PD, et al. Flow instability and wall shear stress variation in intracranial aneurysms [J]. *J R Soc Interface*, 2010, 7: 967 - 988.
- [27] Chien A, Castro MA, Tateshima S, et al. Quantitative hemodynamic analysis of brain aneurysms at different locations[J]. *Am J Neuroradiol*, 2009, 30: 1507 - 1512.
- [28] Tremmel M, Dhar S, Levy EI, et al. Influence of intracranial aneurysm - to - parent vessel size ratio on hemodynamics and implication for rupture: results from a virtual experimental study [J]. *Neurosurgery*, 2009, 64: 622 - 630.

(收稿日期:2013-03-21)

(本文编辑:侯虹鲁)