

· 临床研究 Clinical research ·

基于 CT 脑动脉瘤三维重建及血流场特征分析

刘小月, 木合塔尔·克力木, 巨 刚

【摘要】 目的 评估脑动脉瘤植入支架前后的血流场血流动力学特征, 为患者提供可行治疗方案。**方法** 根据 CT 影像数据和逆向工程等软件建立脑动脉瘤三维实体模型, 设计个体化血管内支架模型并植入脑动脉瘤, 进行双向流固耦合分析。**结果** 获取支架植入前后脑动脉瘤模型血流速度矢量、流线、动脉瘤壁面剪切力、压力和变形分布图。**结论** 相同工况下, 支架植入后脑动脉瘤内主要血流动力学参数均较植入前明显降低, 尤其是壁面剪切力对脑动脉瘤壁的影响, 可用于分析脑动脉瘤破裂机制, 为临床治疗方案选择提供依据。

【关键词】 脑动脉瘤; CT 影像; 血管内支架; 血流动力学; 流固耦合

中图分类号: R743.4 文献标识码: B 文章编号: 1008-794X(2016)-07-0635-05

CT-based 3D reconstruction of cerebral aneurysm and the hemodynamic characteristics of its blood flow field LIU Xiao-yue, Muhetaer·Kelimu, JU Gang. School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi, Xinjiang Uygur Autonomous Region 830047, China

Corresponding author: Muhetaer·Kelimu, E-mail: jugedu@163.com

【Abstract】 Objective To evaluate the hemodynamic characteristics of blood flow field in cerebral aneurysms before and after stent implantation in order to provide feasible treatment options for the patients with cerebral aneurysm. **Methods** Based on CT imaging data and by using reverse engineering and other software, three dimensional solid model of cerebral aneurysm was established. Individualized intravascular stent model was designed and implanted in the intracranial aneurysm. Two way fluid-solid coupling analysis was conducted. **Results** The distributions of flow velocity vector, streamline, wall shear stress, wall pressure and wall deformation of the cerebral aneurysm model were determined before and after stent implantation. **Conclusion** Under the same condition, after stent implantation the main hemodynamic parameters in cerebral aneurysm are significantly decreased if compared with those measured before implantation; and the effect of wall shear stress on the wall of cerebral aneurysm is of particular value, which can be used to analyze the mechanism of cerebral aneurysm rupture and can also provide the basis for the selection of clinical treatment options. (J Intervent Radiol, 2016, 25: 635-639)

【Key words】 cerebral aneurysm; CT image; endovascular stent; hemodynamics; fluid-solid coupling

脑血管内支架植入术是治疗脑动脉瘤最常用技术, 但支架植入后血流场血流动力学参数是否有所改善、动脉瘤破裂概率是否减少等仍是目前临床上主要问题^[1-3]。王伟华等^[4]采用 CT 数据结合 Mimics 图像处理软件三维重建实体动脉瘤结构, ANSYS 有限元分析软件作力学分析, 得出动脉瘤血

流动力学分布图。朱玉森等^[5]采用图像处理方法分析血液铸型, 获取诊断脑动脉瘤的多层螺旋 CT 血管造影图像。黄清海等^[6]研究两种脑动脉瘤三维模型在 Fluent 软件中的血流动力学特征, 提示宽颈动脉瘤血流动力学较窄颈动脉瘤更加复杂。马小奇等^[7]对脑动脉瘤非连续生长模型作定常流动分析, 获取血流动力学因素在瘤体生长过程的效用和规律变化, 为动脉瘤生长、破裂分析提供参考。张星等^[8]研究用数值模拟方法比较不同条件下脑动脉瘤内血流动力学特征参数与脑动脉瘤生物学行为, 提示有临床意义。Hassan 等^[9]研究表明支架不同

截面形状或通透孔率会使血管壁产生不同应力分布,可能是导致再狭窄发生的重要原因之一;支架结构形状不同可能会使贴近血管壁内侧的血流场分布各异,直接引起血管壁受到不同力学刺激,新生内膜增生程度不一,从而导致再狭窄发生率各异。为此,我们采用逆向工程建立脑动脉瘤实体模型^[10],设计个体化血管内支架模型,并在支架植入后分析双向流固耦合,以取得动脉瘤模型速度矢量、流线及壁面剪切应力、总变形和压力分布图,为临床分析脑动脉瘤破裂机制提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 脑动脉瘤三维重建

1.1.1 数据采集与造影设备 采集新疆医科大学附属医院收治的 50 例脑动脉瘤患者(男 18 例,女 32 例,年龄 40~65 岁)全部颅内 CT 影像数据,均知情同意并得到医院批准;选取其中 1 例 47 岁女性颈内动脉颅内段动脉瘤患者作为本研究样本。采用美

国通用公司 64 排螺旋 CT 机 GEAW 4.6 工作站容积重建(VR)、最大密度投影(MIP)方法采集影像,碘海醇对比剂 350 mg I/ml,高压团注总剂量 75~90 ml,3.5~4.5 ml/s;设定层厚为 5 mm,层间距为 5 mm,重建层厚为 0.625 mm,螺距为 1.35 mm,分辨率为 1 380×720;扫描数据以《医学数字成像和通信(DICOM)》3.0 标准存储。

1.1.2 表面模型建立 将 DICOM 数据导入 Mimics 视窗(图 1①)操作,调节图像显示动态区域增长,以动态阈值范围为边界提取病变部位新建遮罩(mask);对 CT 影像进行三维模型重建并作修剪、光滑处理;对模型作表面平滑处理、面片质量提升及消减三角片顶点数和面数、网格优化处理后,导出 STL 格式模型(图 1②)。采用 Geomagic Studio 12.0 逆向工程软件分别对动脉瘤流场表面网格和动脉瘤壁表面网格进行优化,修复质量较差网格,对表面网格作平滑处理,然后将 STL 格式血管壁模型转换成 NURBS 曲面模型,并另存为 STP 格式输出(图 1③)。



①DICOM 数据导入 Mimics 视窗的颈内动脉颅内段图像;②脑动脉瘤表面模型;③逆向工程优化后脑动脉瘤表面模型

图 1 脑动脉瘤表面模型建立

1.1.3 流体动力学理论 脑动脉瘤在流体动力学仿真分析时,均需满足动量守恒定律和能量守恒定律来求解速度、应力和压力特性参数。血液流动应满足连续性方程和 Navier-Stokes 方程,而控制方程正是这些守恒定律的数学描述。在研究分析脑动脉瘤时,将血液看作是是不可压缩的黏性层流,血液流动问题满足质量守恒定律,连续性方程为:

$$\frac{\partial(\rho\mu_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho\mu_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho\mu_z)}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

式中 ρ 是流体密度, μ 是流体平均速度, μ_x 、 μ_y 、 μ_z 是速度在 x 、 y 、 z 方向上的 3 个分量。对于不可压缩牛顿流体,根据牛顿第二定律可以导出 x 、 y 、 z 方向上的 3 个动量守恒方程:

$$\frac{\partial\mu_x}{\partial t} + \mu_x \frac{\partial\mu_x}{\partial x} + \mu_y \frac{\partial\mu_x}{\partial y} + \mu_z \frac{\partial\mu_x}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + f_x + \nu \nabla^2 \mu_x \quad (2)$$

$$\frac{\partial\mu_y}{\partial t} + \mu_x \frac{\partial\mu_y}{\partial x} + \mu_y \frac{\partial\mu_y}{\partial y} + \mu_z \frac{\partial\mu_y}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + f_y + \nu \nabla^2 \mu_y \quad (3)$$

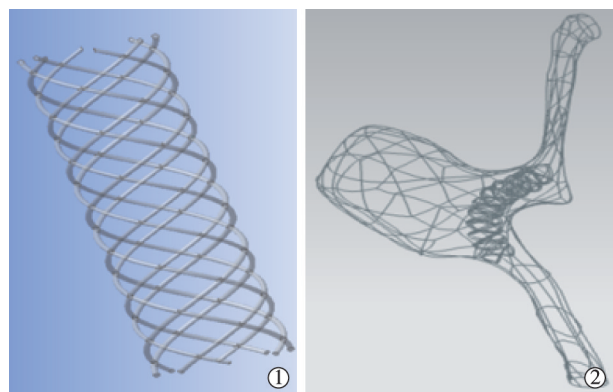
$$\frac{\partial\mu_z}{\partial t} + \mu_x \frac{\partial\mu_z}{\partial x} + \mu_y \frac{\partial\mu_z}{\partial y} + \mu_z \frac{\partial\mu_z}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + f_z + \nu \nabla^2 \mu_z \quad (4)$$

式 2~4 中, ρ 是流体密度, ν 是运动黏性系数, p 是流体压强, μ 是流速矢量, f 是单位质量力。上述方程左侧数学表达式为流体加速度,右侧分别是流体所受到的压力、体积力和壁面黏性剪切应力。

1.2 支架植入及脑动脉瘤流固耦合求解设置

1.2.1 支架设计及植入脑动脉瘤模型 本研究设计的螺旋支架可满足径向支撑力、表面覆盖率、伸展性、纵向缩短率等力学性能^[11]。支架三维建模由 4

根金属丝顺时针旋绕,另 4 根逆时针旋绕,相互交织形成;根据文献报道螺旋状圆形截面支架直径一般为 0.13 mm,通透率为 78% 左右^[12],绘制出圆形截面螺旋支架(图 2①);基于 CT 影像数据提取出个性化颅内动脉颅内段实体脑动脉瘤模型,将血液填充至实体模型内,进行血液与血管支架装配并相交求差,得到带有支架印记的血液模型(图 2②)。



①圆形截面螺旋支架模型;②支架植入后脑动脉瘤模型
图 2 支架设计及植入脑动脉瘤模型

1.2.2 脑动脉瘤流固耦合求解设置 ①流体部分属性及边界设定。Aenis 等^[13]研究表明只要载瘤动脉直径 >0.5 mm,就可使牛顿流体代替非牛顿流体所致误差 $<2\%$ 。本研究载瘤脑动脉入口直径为 2.5 mm,出口直径为 1.8 mm,瘤颈处出口直径为 1.5 mm,均 >0.5 mm,故采用均匀、不可压缩的黏性牛顿流体代替非牛顿流体以简化模型;设置血液密度为 $1\ 050\text{ kg/m}^3$,血液黏度为 $0.0035\text{ Pa}\cdot\text{s}$,根据雷诺数公式 $Re=\rho vr/\eta$ (ρ 是流体密度, r 是血管内径, v 是流体速度, η 是流体的黏度系数)计算出雷诺数数值 $Re<2\ 000$,尽管某些特定场合下局部区域可能出现湍流,但脑动脉内血流本质上是层流;将血液流动模拟为在弹性管的绝热、不可压缩和非定常的稳定牛顿层流^[14-15],入口速度设置为 $v_{\text{inlet}}=0.1\text{ m/s}$,出口压力设置为恒压 0 Pa ,整个计算过程从流场初始值为零的静止状态开始,直到满足稳定数据后终止。②固体部分(血管壁与瘤壁)属性及边界设定。动脉管壁几何形变是非常复杂的非线性过程,为了简化计算,可假设动脉壁与瘤壁为线性、各向同性的线弹性材料,壁面设置无滑移条件(即壁面速度为 0),密度为 $1\ 150\text{ kg/m}^3$,杨氏模量为 2.7 MPa ;文献中血管组织弹性模量未出现过固定数值,大致在十几至几百 kPa 间取得^[16],故设置弹性模量 E 为 45 kPa ,泊松比为 0.45 (近似于不可压缩材料),壁两端面采用固定支撑(即轴向位移设置为 0);已知脑动脉壁

厚尺寸,动脉瘤壁通常比动脉壁薄(文献中动脉瘤壁厚度大致在 $0.08\sim0.2\text{ mm}$ ^[17]),故选取动脉瘤壁厚度为 0.1 mm 。图 3 为支架植入后脑动脉瘤体网格划分图,血管壁附近加密网格划分,设置膨胀层共 5 层,宽度为 0.5 mm ,每层以 1.2 倍生长因子增长,画出的网格节点数为 $92\ 855$ 个,网格数为 $299\ 696$ 个。

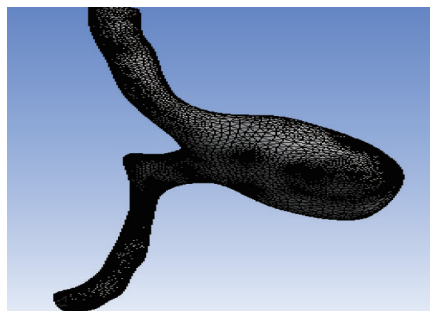


图 3 支架植入后动脉瘤体网格划分图

2 结果

2.1 支架植入前后脑动脉瘤仿真分析

从支架植入前后流速及流向分布图(图 4①)中可以看出,术前动脉瘤颈部和出口速度为 $7.142\times 10^{-2}\text{ m/s}$ 和 $1.428\times 10^{-1}\text{ m/s}$,速度最大值出现在出口上游部分,血液流入动脉瘤后速度迅速降低,在瘤顶部形成漩涡状;植入后动脉瘤颈部和出口速度为 $9.876\times 10^{-2}\text{ m/s}$ 和 $2.032\times 10^{-1}\text{ m/s}$,但动脉瘤内血液流速并无太大变化,速度最大值出现在瘤颈部以下部位,血液流入动脉瘤后速度变化平缓,在瘤顶部未出现漩涡状。从壁面剪切应力分布图(图 4②)中不难看出,植入前脑动脉瘤瘤颈部位壁面剪切应力偏高,且最大壁面剪切应力为 $2.032\times 10^3\text{ Pa}$,发生在颈口附近血液流入一侧,与血流冲击部位壁面剪切应力相比,出口处、瘤顶部和瘤体壁面剪切应力均较小;植入后瘤颈远侧壁高剪切应力区域(血流直接冲击部位)明显缩小,瘤顶部血液流动非常缓慢,壁面剪切应力也随之降低,接近于 0 Pa ,且下降幅度很大;理论上分析,剪切应力越大材料抗损坏能力越强,故植入前瘤颈部剪切应力较大引起瘤颈部及载瘤动脉壁增厚,瘤壁增厚程度没有瘤颈部明显,最终导致瘤顶部破裂,而植入后动脉瘤颈部剪切应力程度减弱,降低了脑动脉瘤破裂概率。从壁面压力分布图(图 4③)可见,植入前由于载瘤动脉受到血流冲击,入口处壁面压力较大,瘤体壁表面压力也随之增大,至瘤体后壁面压力开始逐渐减小;植入后瘤体壁面压力没有明显变化,即支架植入对瘤颈远侧壁及瘤顶部内任何时刻的压力值影响很小。未考虑残

余应力的壁面变形图(图 4④)显示植入后入口和出口壁面植入前基本相同,但植入后瘤体颈部和顶部较植入前变形大,考虑可能是脑动脉瘤植入支架后较好地降低了瘤体壁面受血流冲击易破裂问题,考虑残余应力的壁面变形图(图 4⑤)动脉瘤壁面变形情况与未考虑残余应力图相同,可见瘤颈部与瘤顶部之间某些部位变形较大,未考虑残余应力植入前、植入后壁面最大变形分别为 8.45×10^{-2} mm、 1.51×10^{-2} mm,考虑残余应力植入前、植入后壁面最大变形分别为 1.415×10^{-1} mm、 2.015×10^{-1} mm;分析得出,相同工况下未考虑残余应力情况下动脉瘤壁面变形量小于考虑残余应力情况下壁面变形量,临床上根据动脉瘤情况,在考虑血管残余应力基础上计算瘤壁面变形比较符合实际情况。

2.2 支架植入后临床分析

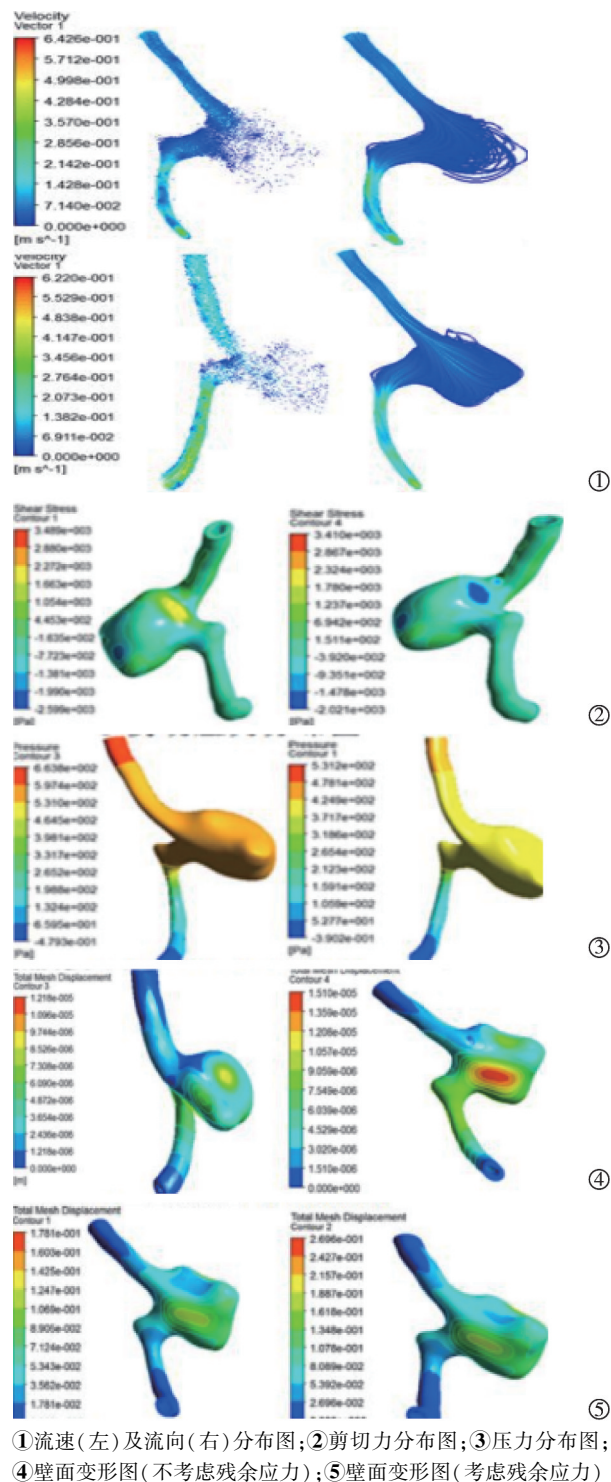
1 例 47 岁女性颈内动脉颅内段动脉瘤患者术前 DSA 造影显示动脉瘤起始部位明显狭窄,采用本研究设计的螺旋支架(图 2①)植入后 1 周造影显示血管扩张良好,狭窄明显改善,血流灌注明显(图 5),患者头晕、目眩、麻木、无力等症状得到明显改善。临床治疗良好效果验证了仿真分析方法可行性及动脉瘤流场动力学数据可靠性。5 例脑动脉瘤患者支架植入前后相关数值统计结果见表 1。

表 1 5 例患者支架植入术前后血流场血流动力学参数

患者	颈口(出口)流速/ (10^{-2} m/s)	最大剪切力/ (10^3 /Pa)	压力/Pa	变形/ (10^{-1} /mm)
支架植入前				
1	6.48 (0.94)	2.01	0.00	1.96
2	9.43 (2.05)	3.09	0.00	1.72
3	7.48 (1.53)	2.44	0.00	1.43
4	8.33 (1.02)	2.79	0.00	1.33
5	7.14 (1.43)	2.03	0.00	1.41
植入后				
1	7.19 (1.02)	0.00	0.00	1.97
2	9.89 (2.47)	0.04	0.01	2.11
3	8.97 (2.36)	0.01	0.00	2.02
4	10.20 (2.21)	0.02	0.01	2.00
5	9.87 (2.03)	0.00	0.00	2.01
植入前后差值				
1	0.71 (0.08)	2.01	0.00	0.01
2	0.47 (1.58)	3.05	0.01	0.39
3	0.95 (0.83)	2.43	0.00	0.59
4	1.87 (1.19)	2.77	0.01	0.67
5	2.73 (1.57)	2.03	0.00	0.57

注:患者 5 系文中列举病例

仿真参数分析显示,支架植入后脑动脉瘤瘤体壁面剪切力分布与植入前相比,呈现出明显降低状态,壁面压力分布变化不明显;血液直接冲击到的瘤



①流速(左)及流向(右)分布图;②剪切力分布图;③压力分布图;④壁面变形图(不考虑残余应力);⑤壁面变形图(考虑残余应力)

图 4 支架植入前后血流动力学分析图

体上下游附近弯曲部位或形状不规则部位壁面剪切力和压力虽比其它部位要大一些,但比支架植入前有明显改善;支架植入后瘤体壁面总变形同样得到改善,动脉瘤不易破裂;临床治疗结果与仿真分析结果基本相符,患者脑动脉瘤血流不畅情况得到改善;壁面形态尤其是剪切力对瘤壁的影响,可用于分析脑动脉瘤破裂机制,为临床治疗提供理论依据。



图 5 脑动脉瘤患者支架植入前后 CT 影像

3 结论

本研究构建基于 CT 影像数据的个性化脑动脉瘤三维模型,并进行瞬态双向流-固耦合血流场仿真模拟分析,获得支架植入后血流动力学相应参数。本研究提示,将个体化血管支架植入脑动脉瘤后血液流速、壁面压力、剪切力及壁面变形等血流动力学参数均较植入前发生较大变化,可大幅度降低动脉瘤颈部壁面剪切力,改善动脉瘤血流场分布,而壁面压力对动脉瘤破裂影响不大;壁面剪切力是导致脑动脉瘤破裂的主要血流动力学因素之一,为进一步研究复杂脑动脉瘤及其治疗提供了理论依据。

〔参考文献〕

- [1] 江国权, 方兴根, 徐善水, 等. 颅内动脉瘤破裂的血流动力学和形态学因素[J]. 介入放射学杂志, 2014, 23: 1109-1113.
- [2] 彭应龙, 宋 莉, 佟小强, 等. 颈动脉支架成形术血流动力学改变的影响因素分析[J]. 介入放射学杂志, 2013, 22: 535-539.
- [3] 王 珏, 赵玉武, 李明华, 等. 多发性颅内动脉瘤破裂的危险因素分析[J]. 介入放射学杂志, 2014, 23: 1-4.
- [4] 王伟华, 张小军, 王芙昱, 等. 基于 CT 的脑动脉瘤三维重建的有限元模型[J]. 医用生物力学, 2008, 23: 288-290.
- [5] 朱玉森, 黄硯玲, 李松柏, 等. 多层面螺旋 CT 血液铸型技术诊断脑动脉瘤的临床应用价值[J]. 中华放射学杂志, 2002, 36: 754-758.
- [6] 黄清海, 张 星, 施 洋, 等. 不同类型脑动脉瘤内流体力学的三维数值模拟研究[J]. 中华神经外科疾病研究杂志, 2009, 8: 69-72.
- [7] 马小奇, 王跃社, 于方俊, 等. 基于流固耦合的脑动脉瘤非连续生长过程的数值模拟[J]. 中国科学·物理学力学天文学, 2010, 40: 1018-1027.
- [8] 张 星, 刘建民, 黄清海. 脑动脉瘤血流动力学数值模拟研究及其临床意义[J]. 介入放射学杂志, 2008, 17: 898-902.
- [9] Hassan T, Timofeev EV, Saito T, et al. Computational replicas: anatomic reconstructions of cerebral vessels as volume numerical grids at three-dimensional angiography[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2004, 25: 1356-1365.
- [10] 王 珏, 赵玉武, 朱悦琦, 等. 颈动脉分叉部动脉瘤模型的建立[J]. 介入放射学杂志, 2015, 21: 231-235.
- [11] 周永恒, 廖健宏, 蒙红云, 等. 血管内支架分类与技术进展[J]. 华南师范大学学报·自然科学版, 2005, 2: 136-142.
- [12] 张新霞, 崔长琮, 许香广, 等. 两种设计不同的涂层支架的生物相容性研究[J]. 岭南心血管病杂志, 2002, 8: 425-428.
- [13] Aenis M, Stancampiano AP, Wakhloo AK, et al. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model[J]. J Biomech Eng, 1997, 119: 206-212.
- [14] 徐晓菊. 对不可压缩流体连续性方程的讨论[J]. 科技咨询导报, 2007, 28: 37.
- [15] 顾兆勇, 张宏斌, 孟宪龙, 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: 64-69.
- [16] Frosen J, Piippo A, Paetau A, et al. Remodeling of saccular cerebral artery aneurysm wall is associated with rupture: histological analysis of 24 unruptured and 42 ruptured cases[J]. Stroke, 2004, 35: 2287-2293.
- [17] Leach JR, Rayz VL, Soares B, et al. Carotid atheroma rupture observed in vivo and FSI-predicted stress distribution based on pre-rupture imaging[J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38: 2748-2765.

(收稿日期:2015-11-09)

(本文编辑:边 伟)