

文章编号:1004-7220(2012)04-0421-06

基于个性化颈内动脉瘤模型的流固耦合分析

付文字^{1,2a}, 乔爱科^{2b}

(1. 北京联合大学 机械与电子工程学院, 北京 100020; 2. 北京工业大学 a. 建筑工程学院, b. 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要: **目的** 在考虑血管壁弹性条件下,分析颈内动脉血液流动和壁面切应力的分布特性,探讨动脉瘤破裂的生物力学因素。**方法** 依据二维医学扫描图像构建三维个性化颈内动脉瘤模型。依据人体生理统计数据构建出血管壁模型。根据人体颈内动脉生理流动条件,利用有限体积法和有限元法模拟分析流固耦合作用下颈内动脉瘤中的血流动力学。**结果** 在动脉瘤腔中有一个明显的涡旋存在,此涡旋流动的方向在心动周期内没有改变;在动脉瘤颈和动脉瘤壁面处存在一个壁面切应力值相对较大区域;在动脉瘤颈和动脉瘤顶有两个区域的 Von Mises 应力处于局部最大值。从材料强度角度考虑,这几个区域都是动脉瘤容易破裂的地方。**结论** 通过流固耦合计算可以获得血管壁面应力分布特性,进而推断动脉瘤破裂的可能位置。

关键词: 流固耦合; 动脉瘤; 应力分布; 数值仿真; 有限体积法; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Fluid structure interaction analysis based on patient-specific internal carotid artery aneurysm model

FU Wen-yu^{1,2a}, QIAO Ai-ke² (1. *College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Union University, Beijing 100020, China*; 2. a. *College of Architecture and Civil Engineering, b. College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

Abstract: **Objective** To analyze the distribution characteristics of blood flow and wall shear stress with the consideration of elasticity of the artery wall and to investigate the biomechanical factors inducing aneurysmal rupture. **Methods** The three-dimensional patient-specific internal carotid artery aneurysm model was constructed based on two-dimensional medical scan images. The artery wall model was created based on the statistical data of human body. According to the condition of the pulsatile blood flow in human body, hemodynamics in internal carotid aneurysm with fluid structure interaction was simulated using finite volume method and finite element method. **Results** An obvious vortex flow in aneurysmal cavity was found with the direction unchanged during a cardiac cycle. There was a region at the aneurysmal neck and aneurysmal dome where the value of wall shear stress was relatively high. It also found two regions in the aneurysmal neck and the aneurysmal dome where the value of Von Mises Stress reached the maximum locally. In view of the material strength, it should be easy to have aneurysmal rupture in these areas. **Conclusions** The distribution characteristics of vascular wall stress can be obtained by the calculation of fluid structure interaction to further predict the possible position of aneurysmal rupture.

Key words: Fluid structure interaction; Aneurysm; Stress distribution; Numerical simulation; Finite volume method; Hemodynamics

收稿日期:2011-12-07; 修回日期:2012-01-11

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),北京联合大学校级自然科学基金资助项目(11104541903)。

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

动脉瘤是指动脉壁因局部病变(薄弱或结构破坏)向外膨出而形成的局限性扩张。临床上一般采用动脉瘤直径作为是否进行治疗的一个判据;但已有研究表明,动脉瘤直径并不是判断动脉瘤是否破裂的可靠判据,小直径动脉瘤破裂现象时有发生^[1]。根据强度理论,如果应力值超过材料的强度极限,材料就会失效。因此,壁面应力也许是一个更好的推断动脉瘤破裂的指标。但要计算壁面应力,必须考虑血管的弹性。同时,血管内血液流动以及血管内壁面受到的压力不是稳态的,瞬态流动的血液和血管壁之间的耦合作用可能会影响壁面应力的大小和分布。

前期研究较多基于简化的理想模型,与真实个性化模型下的结果存在一定差距,此外对动脉壁面应力分析较少^[2-4]。Ma等^[5]对个性化的人脑动脉瘤模型进行了非线性、各向异性的静力有限元分析,得到了血管壁面应力的分布特性,但没有考虑血液流动和血管壁之间耦合作用的影响。Torii等^[6]对血管壁不同本构模型的个性化脑动脉瘤模型进行了流固耦合计算,发现流固耦合计算可以更好理解血液动力学在脑动脉瘤破裂中的作用;如果病人为高血压患者,其壁面切应力及壁面应力会显著增加,而这两个参数被认为是导致动脉瘤破裂的危险因子。杨淳等^[7]对轴对称狭窄弹性颈动脉血管流固耦合问题进行了研究。丁光宏等^[8-9]对二维及三维脑动脉瘤模型在血管壁为弹性及刚性条件下进行了对比研究。柳兆荣等^[10]对血管局部扩张对血液流动影响问题进行了研究。张锡文等^[11]对夹层动脉瘤血管模型进行了流固耦合分析。宋江河等^[12]对考虑流固耦合作用的主动脉弓血液流动问题进行了分析,但其所使用的是理想化几何模型。何凡等^[13]对动脉血管流固耦合研究的热点和难点问题进行了总结。黄俊等^[14]对腹主动脉瘤基于流固耦合的流动特性进行了分析,其构建的模型是基于CT图像的真实个性化模型;但他们进行流固耦合计算的血管部分距离较短,且血管近似为直管。

本文旨在构建个性化脑动脉瘤模型基础上,进行瞬态双向流固耦合计算,分析颈内动脉血液流动和壁面应力的分布特性,探讨动脉瘤破裂的生物力学因素。本文研究所使用的动脉血管模型具有一个较大的S型弯曲,并且带有一个侧壁动脉瘤。血管弯曲不但带来更为复杂的流场分布,而且也是疾病

的常发区和高发区,对于它的流固耦合研究应该得到更多的关注。

1 模型构建

1.1 颈内动脉瘤表面模型重建

DICOM 格式的 CT 图像来自于西班牙巴塞罗那的 General de Catalunya 医院,所使用的 CT 扫描仪为 Philips Integris Systems(荷兰)。扫描时间为 6 s。投影图像重建为 1 个 $256 \times 256 \times 256$ 像素的三维体数据集,视场尺寸为 134.95 mm。使用三维阈值分割及三维区域增长分割方法,提取出了颈内动脉瘤表面模型。随后使用文献[15]中的表面模型构建方法及优化方法,获得了以 STL 格式表示的颈内动脉瘤血管模型^[16](见图 1)。

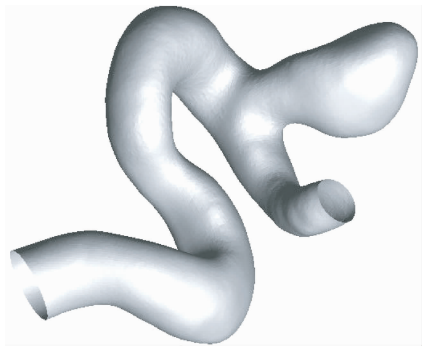


图 1 颈内动脉瘤表面模型

Fig. 1 Surface model of the internal carotid aneurysm

1.2 颈内动脉瘤血管壁模型构建

颈内动脉壁厚一般为该处血管直径的 8% ~ 10%^[17],而本文中的血管模型的平均直径约为 5 mm,故将颈内动脉壁厚设为常数 0.5 mm^[18]。一般来说,动脉瘤的壁厚同血管壁厚一样是变化的,其厚度要小于正常动脉血管壁厚。数值计算要在真实可靠的血管壁材料属性及边界条件下进行。但对单个个体而言,大多数参数并不能通过测量获得。因此,数值计算中一般使用试验研究中获得的相关数据,这不可避免地会影响计算结果;但就根据刚性壁和弹性壁的计算结果相差不大的结论推测,本文的简化产生的误差很小。在 Geomagic Studio 10 中构建出 STL 格式的血管壁模型,并将血管壁模型从

STL 格式转化为 NURBS 格式。

2 网格划分

2.1 动脉血管内腔网格划分

根据理论分析,为了减少网格数量、提高计算精度,对接近血管壁的边界层采用渐进加密网格划分策略^[19-21]。为降低网格数量对计算精度的影响,通过多次尝试逐渐加大网格数量,然后计算同一位置点的速度值并进行对比(定常流计算);当前后模拟计算的速度值的相对误差小于 1% 后,认为所划分的网格精度已经满足要求。将 NURBS 曲面模型表示的颈内动脉瘤模型导入 ANSYS ICEM CFD 11 中,分块处理完成后,生成结构化 6 面体网格,然后将结构化网格转换为非结构化 6 面体网格(网格总数为 306 696)。

2.2 动脉血管壁网格划分

将 NURBS 格式的血管壁模型导入 Ansys Workbench 11 进行体网格划分。为了保证耦合面传递的物理量,如速度、力等的迭代计算的收敛性,网格尺寸不能过大。经过多次尝试,设置网格单元尺寸为 0.25 mm,单元类型为 4 面体,在血管壁径向上生成大致为 2 层的体网格,网格数量为 154 955。

3 计算方法

3.1 流体部分属性及边界条件

已有研究表明,采用牛顿流体与非牛顿流体模型时,流场的差别不大。Aenis 等^[22]的对比研究指出,只要动脉直径大于 0.5 mm,牛顿流体代替非牛顿流体所引起的误差不超过 2%。本文研究的动脉直径入口部分为 4 mm,出口部分为 3 mm,均大于 0.5 mm,故在数值模拟时用牛顿流体代替非牛顿流体。设置血液密度为 1 050 kg/m³;血液黏度为 3.5 mPa·s;取颈内动脉入口速度在一个心动周期内的速度最大值,设定血管入口速度为均匀分布,基于进口最大速度和血管直径的雷诺数为 704.4,故血液流动为层流。本研究中将血液流动模拟为在弹性管的绝热、不可压缩和非定常的牛顿层流。心动周期为 1 s,血液和血管壁面无滑动,入口速度随时间变化曲线^[23]如图 2 所示。

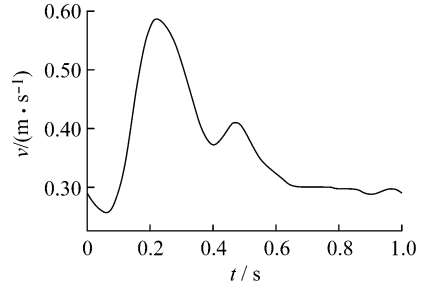


图 2 颈内动脉速度波形

Fig. 2 Velocity waveform in the internal carotid artery

3.2 血管壁属性及边界条件

假设血管壁为线性、各向同性的线弹性材料,密度 $\rho = 2 \text{ g/cm}^3$,弹性模量 $E = 2.7 \text{ MPa}$ ^[24],泊松比 $\nu = 0.45$ (近似于不可压缩材料)。考虑动脉瘤壁弹性较差,故所取得弹性模量值较大。血管壁两端面轴向位移设置为 0。

3.3 流固耦合求解设置

流场计算时微分方程组离散格式采用二阶精度的迎风格式,最大均方根残差设定为 10^{-4} 。流场和固体计算所取时间步长为 10 ms。首先对流场部分进行计算,然后通过耦合面将计算获得的相关物理量传递到固体部分进行计算。耦合计算时最大迭代次数设置为 100,耦合计算传递物理量收敛目标为 10^{-4} 。使用的处理器为 Intel Core2 Duo 8300 2.83 GHz 4 核 CPU,内存为 4 GB。经过 3 个周期的迭代运算,共耗时约 144 h,得到了稳定的收敛解。

4 计算结果与讨论

4.1 流动情形

如图 3 所示,选取几个典型时刻的血管内腔的流线图,分别为 60 ms(入口速度为 0.256 m/s,接近于心动周期内入口速度最小值)、0.22 s(入口速度为 0.587 m/s,接近于心动周期内入口速度最大值)、0.50 s(入口速度为 0.395 m/s)和 0.76 s(入口速度为 0.3 m/s)。

由图 3 可以发现,在整个心动周期内,动脉瘤腔中均存在较为明显的漩涡流动。漩涡流动的类型在整个心动周期内基本未变。这主要是由于入口速度在心动周期内有变化,其值变化范围为 0.25 ~ 0.58 m/s,但其变化没有像升主动脉入口那样明显。

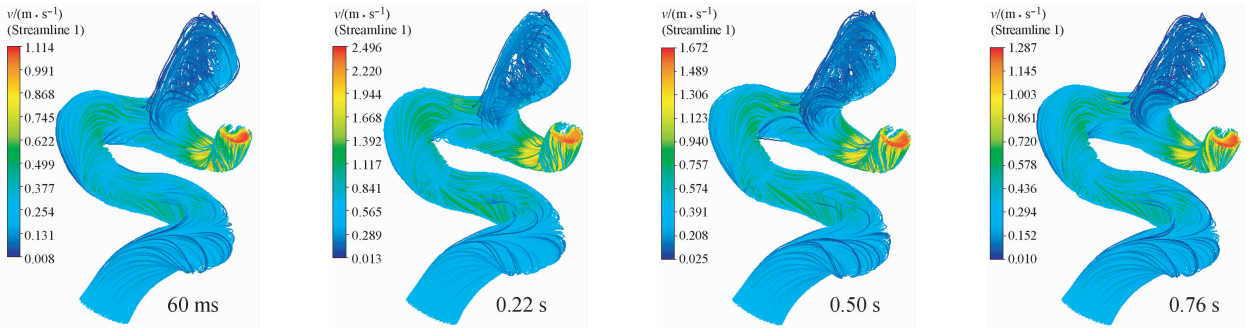


图3 颈内动脉瘤模型不同时刻流线图

Fig.3 Streamline at different moments in the internal carotid artery

4.2 血管壁变形情况

图4显示了血管壁在0.27 s时变形情况(前、后两个视图方向),在此时刻血管壁变形量最大。在不同时刻,由于入口速度不同,血管壁相同位置的变形大小是不同的。但是,血管壁变形量在不同时刻的特性确是一致的,故可以用一个典型时刻(如变形量最大时刻)来表征血管壁的变形情况。值得注意的是,血液入口速度最大值发生在0.22 s,但是血管壁最大变形出现在0.27 s,两者之间相差50 ms,其主要原因是血管壁具有弹性。正是这种弹性储存了一部分从血液传来的能量,使得两者之间出现了相位差。0.27 s时,血管壁最大变形量为1.223 mm,约占血管直径的24.46%,变形量还是较大的。

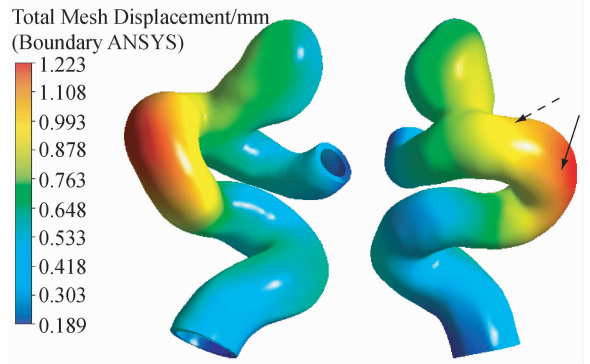


图4 颈内动脉瘤壁变形图

Fig.4 Deformation of the internal carotid arterial wall

4.3 壁面切应力分布

图5所示为不同时刻壁面切应力(wall shear

stress, WSS)分布图。从实线箭头所指位置可以看出,在动脉瘤颈处存在一个WSS值相对较大区域,这和Torii等^[25]的研究结果一致。如虚线箭头所指,在动脉瘤壁面上也存在一个相对较高值WSS区域。

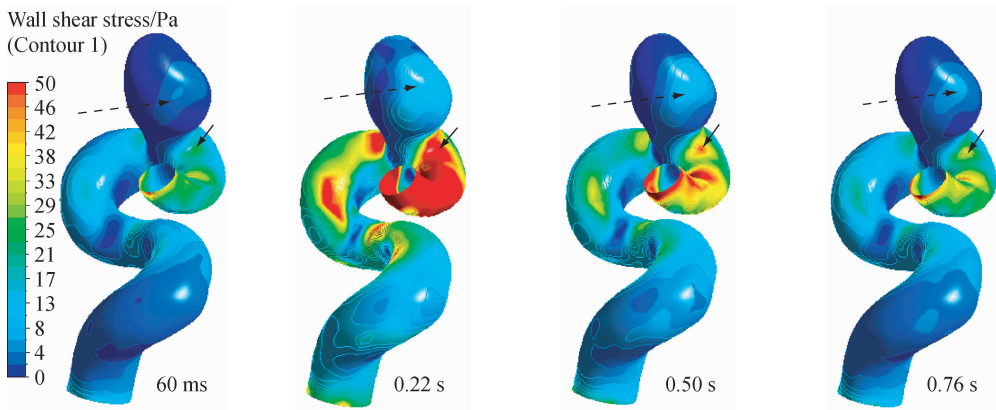


图5 颈内动脉瘤模型不同时刻壁面切应力

Fig.5 WSS of the internal carotid at different moments

4.4 血管内壁面 Von Mises 应力分布情况

在不同时刻,由于入口速度不同,血管壁内壁面相同位置的 Von Mises 应力大小是不同的。但是,内壁面 Von Mises 应力在不同时刻的分布特性是一致的,故可以用一个典型时刻(入口速度最大值时刻)来表征血管壁的 Von Mises 应力分布情况(见图6)。

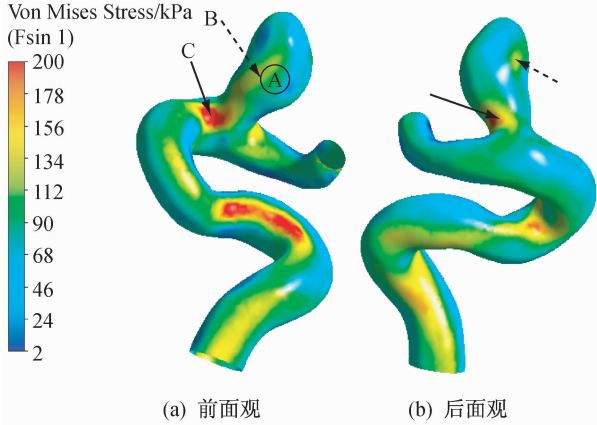


图6 颈内动脉瘤内壁 Von Mises 应力分布

Fig.6 Spatial distribution of Von Mises stress on the internal carotid arterial wall (a) Front view, (b) Back view

图7显示了图6中A、B点(瘤顶)及C点(瘤颈)位置的 Von Mises 应力随时间变化的规律,可以发现其变化趋势同入口速度随时间变化类似,且3个位置的 Von Mises 应力是 $C > A$ 点, $A > B$ 点。

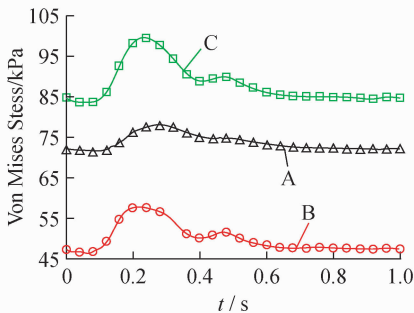


图7 Von Mises 应力随时间变化曲线

Fig.7 Time-Von Mises stress distribution curve

图8显示了图6中A、B及C点位置的 Von Mises 应力的梯度随时间变化的规律。如图6中实线箭头所指,在动脉瘤颈有两个区域的 Von Mises 应力处于局部最大值(和图7体现的特点相同);而虚线箭头所指的动脉瘤壁两个区域 Von Mises 应力也

处于局部最大值。因此,从材料强度角度考虑,这几个区域都是容易发生动脉瘤破裂的地方。动脉瘤壁(图6虚线箭头所指)这两处区域,虽然它们的 Von Mises 应力值小于瘤颈处,但由于实际动脉瘤的血管壁厚要比正常血管壁厚小很多,这两处区域也是动脉瘤容易发生破裂的位置。从 Von Mises 应力梯度角度看,动脉瘤颈的位置(见图6实线箭头所指)的应力梯度大(如图8中的C点所示,在一个心动周期的前0.4s中变化最大),是动脉瘤容易发生破裂的地方。综合应力和应力梯度两个因素来考虑,动脉瘤颈是较易发生破裂的位置。动脉瘤顶(B点所处位置)处的应力虽然较小(见图7中B点应力),但该处的应力梯度较大(见图8中B点应力梯度),也是动脉瘤容易发生破裂的位置。

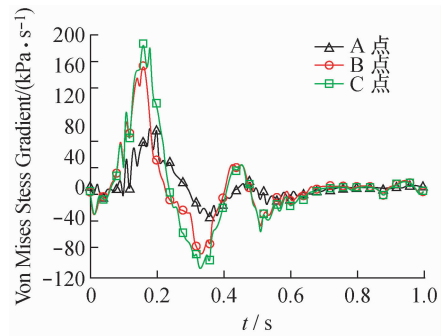


图8 Von Mises 应力的梯度随时间变化曲线

Fig.8 Time-Von Mises stress gradient distribution curve

5 结语

本文构建了以 NURBS 曲面表示的个性化颈内动脉瘤壁模型。对构建的血管及血管壁模型进行了瞬态流固耦合计算。通过流固耦合计算出的壁面应力在不同时刻是不同的,同一位置处的壁面应力按入口速度随时间变化的规律而变化。就壁面切应力而言,在动脉瘤顶有壁面切应力值相对较大的区域。在动脉瘤颈及动脉瘤顶各有两个 Von Mises 应力极大值位置,这些区域是动脉瘤容易破裂的位置。通过流固耦合计算可以获得血管壁面应力分布特性,进而推断动脉瘤破裂的可能位置。本文的一些假设条件具有一定的局限性。例如,将血管壁厚假设为常数,就会忽略局部血管壁厚变化对计算结果的影响,使得计算结果和真实情况有所差别。一般来讲,这种假设会影响计算结果的绝对值,但对计算结果

的空间分布规律的影响比较小(如血液流动类型、壁面压力分布、壁面应力分布等)。本文中血管壁材料的本构模型为线弹性,但事实上动脉瘤壁部分的材料属性和载瘤动脉壁材料属性之间有较大的差别。最为明显的是动脉瘤壁的刚性更大,而载瘤动脉壁更为接近线弹性。在今后的工作中,将对不同区域赋予不同的材料属性进行相关研究。此外,由于未能获得个性化模型的血流速度波形,入口速度采用的是文献[23]中的血流波形,而在研究中要尽可能采用研究个体的相关数据。

参考文献:

- [1] Borghia A, Wooda NB, Mohiaddin R H, *et al.* Fluid-solid interaction simulation of flow and stress pattern in thoracoabdominal aneurysms: A patient-specific study [J]. *J Fluid Structure*, 2008, 24: 270-280.
- [2] Perktold K, Rappitsch G. Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model [J]. *J Biomech*, 1995, 28(7): 845-856.
- [3] Liu Y, Lai Y, Nagaraj A, *et al.* Pulsatile flow simulation in arterial vascular segments with intravascular ultrasound images [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23(8): 583-595.
- [4] Tang D, Yang C, Ku D. A 3D thin-wall model with fluid structure interactions for blood flow in carotid arteries with symmetric and asymmetric stenoses [J]. *Comput Struct*, 1999, 72(1-3): 357-377.
- [5] Ma B, Lu J, Robert E Harbaugh, *et al.* Nonlinear anisotropic stress analysis of anatomically realistic cerebral aneurysms [J]. *J Biomech Eng*, 2007, 129(2): 88-96.
- [6] Torii R, Oshima M, Kobayashi T, *et al.* Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal conditions with high and normal blood pressures [J]. *Computation Mech*, 2006, 38: 482-490.
- [7] 杨淳, 唐达林. 轴对称有狭窄弹性管流固耦合模型及数值模拟[J]. 北京师范大学学报(自然科学版), 2000, 36(2): 159-165.
- [8] Zhao J, Yin W, Ding G. Numerical simulation and analysis on the hemodynamics of an elastic aneurysm [J]. *J Hydrodyn*, 2008, 20(2): 216-224.
- [9] Chen J, Ding G, Yang, X, *et al.* Effects of parent artery segmentation and aneurysmal wall elasticity on patient-specific hemodynamic simulations [J]. *J Hydrodyn*, 2011, 23(5): 660-668.
- [10] 柳兆荣, 吕岚, 陈泳. 血管局部扩张对血液流动的影响[J]. 水动力学研究与进展, 2001, 16(4): 412-421.
- [11] 张锡文, 张研, 何枫. 夹层动脉瘤及覆膜支架模型的流固耦合分析[J]. 力学季刊, 2007, 28(4): 592-598.
- [12] 宋江湖, 陈国定, 任延平. 考虑流固耦合作用的主动脉弓血液流动分析[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(3): 405-409.
- [13] 何凡, 李晓阳. 血流与动脉壁的流固耦合研究[J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 405-410.
- He F, Li XY. Fluid-structure interaction study on blood flow and arterial wall [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(5): 405-410.
- [14] 黄俊, 周正东, 戴耀东, 等. 腹主动脉瘤的流固耦合分析方法研究[J]. 现代生物医学进展, 2009, 9(2): 334-336.
- [15] Cebal JR, Löhner R. From medical images to anatomically accurate finite element grids [J]. *Inter J Numer Method Eng*, 2001, 51(8): 985-1008.
- [16] 付文字, 乔爱科. 5种支架对颈内动脉瘤血液动力学影响的数值研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(5): 344-351.
- Fu WY, Qiao AK. Numerical research of hemodynamic effects on internal carotid aneurysm with five types of stents [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 344-351.
- [17] Pedley TJ. The fluid mechanics of large blood vessels [M]. UK: Cambridge University Press, 1980.
- [18] H. 欧特尔著. 普朗特流体力学基础.(第1版) [M]. 北京: 科学出版社, 2008: 550.
- [19] Qiao A, Liu Y, Li S, *et al.* Numerical simulation of physiological blood flow in 2-way coronary artery bypass grafts [J]. *J Biolog Phys*, 2005, 31(2): 161-182.
- [20] Qiao A, Liu Y, Guo Z. Wall shear stresses in small and large 2-way bypass grafts [J]. *Med Eng Phys*, 2006, 28(3): 251-258.
- [21] Qiao A, Liu Y. Influence of graft-host diameter ratio on the hemodynamics of CABG [J]. *Biomed Mater Eng*, 2006, 16(3): 189-201.
- [22] Aenis M, Stancampiano AP, Wakhloo AK, *et al.* Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model [J]. *J Biomed Eng*, 1997, 119(2): 206-212.
- [23] Zhao SZ, Xu XY, Hughes AD, *et al.* Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation [J]. *J Biomech*, 2000, 33(8): 975-984.
- [24] Di Martino ES, Guadagni G, Fumero A, *et al.* Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23(9): 647-655.
- [25] Torii R, Oshima M. Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal conditions with high and normal blood pressures [J]. *Comput Mech*, 2006, 38(4-5): 482-490.