

基于 CT 图像的胸主动脉瘤模型数值模拟

付文字¹, 乔爱科²

1. 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124
2. 北京工业大学生命科学与生物工程学院, 北京 100124

摘要 三维重建基于 CT 的胸主动脉瘤有限元模型并进行血流动力学数值模拟, 为分析胸主动脉瘤的血流动力学机理及其临床治疗提供理论依据。依据临床胸主动脉瘤患者 CT 数据, 结合 MIMICS 11 数字化影像处理软件, 获取胸主动脉瘤的优化表面模型。随后导入 ANSYS ICEM CFD 11.0 进行胸主动脉瘤模型的有限元网格划分。最后在 ANSYS CFX 11.0 中完成胸主动脉瘤的血流动力学分析。建立临床上适用于胸主动脉瘤患者血流动力学分析的有限元模型。获得了个性化胸主动脉瘤模型中血液流场的流线、速度矢量、血管壁面压力和血管壁面切应力的分布和变化。模型具有数字化、个性化特征, 可用于胸主动脉瘤血液动力学计算和分析临床胸主动脉瘤患者动脉瘤的破裂机理。

关键词 胸主动脉瘤; CT 图像; 有限元模型; 三维重建; 壁面切应力

中图分类号 R318.01

文献标识码 A

文章编号 1000-7857(2009)20-0027-05

Numerical Simulation of Human Thoracic Aorta Based on CT Images

FU Wenyu¹, QIAO Aike²

1. College of Mechanical Engineering & Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China
2. College of Life Science & Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China

Abstract In order to provide a theoretical basis for the clinical treatment of thoracic aortic aneurysms, a 3D finite element model of thoracic aortic aneurysm is constructed, including ascending aorta, aortic arch, and descending aorta, with a fusiform aneurysm in descending aorta, together with three large branches (innominate artery, left common carotid artery, and left subclavian artery). Numerical simulations of hemodynamics for this model is carried out. Based on the clinical patient-specific CT data of thoracic aortic aneurysm, image segmentation is carried out by MIMICS 11 and an optimized surface model of thoracic aortic aneurysm is constructed, which is imported into ANSYS ICEM CFD 11.0, where the volume

meshes and boundary layer meshes are generated, and CFD analysis is performed. Numerical simulation is performed using a finite volume method. A finite element model for hemodynamics analysis of patient-specific thoracic aortic aneurysm is built. Distribution and changes of streamlines, velocity vector, pressure and wall shear stress are obtained for the patient-specific model. Such models with digital and patient-specific features can be applied to hemodynamic analysis of thoracic aortic aneurysm. Rupture mechanism of thoracic aortic aneurysms in a patient can be analyzed based on this kind of models.

Keywords thoracic aneurysm; CT image; finite element model; 3D reconstruction; wall shear stress

主动脉瘤是一种严重的心血管疾病, 如果不加以治疗, 会逐渐扩大, 直至破裂, 而引起致命后果。临床实践中以动脉瘤直径大小作为是否进行手术治疗的依据, 但小直径动脉瘤破裂时有发生, 所以仅以直径大小作为判据是不够的^[1]。国内外学者研究表明, 血液动力学参数, 如壁面切应力、压力和血流速度等, 与动脉瘤的生长及破裂有着重要联系, 而血液动力学参数特性是与血管几何形状密切相关的^[2-3]。因此, 获取动脉瘤患者个体形态数据, 根据个体模型进行血流动力学分析, 并在此基础上评估动脉瘤破裂风险, 制订治疗方案, 可以大大提高治疗的有效性和安全性。

有限元数值模拟是生物力学研究领域的重要手段, 对主

收稿日期: 2009-07-27

基金项目: 国家自然科学基金项目(10772010); 北京市自然科学基金项目(3062003)

作者简介: 付文字, 博士研究生, 研究方向为 CAPP/CAE/CFD 等应用, 电子信箱: fuwenyu@emails.bjut.edu.cn; 乔爱科(通信作者, 中国科协所属全国学会个人会员登记号: M080400836S), 教授, 研究方向为生物医学工程, 电子信箱: qak@bjut.edu.cn

动脉瘤血液动力学研究同样可以采用有限元分析法,但建立准确而有效的个性化模型是其关键所在。目前,国内有一些对人体胸主动脉血液流动的数值模拟^[4-8],但对基于个体数据的主动脉瘤有限元数值模拟未见报道。国外学者对胸主动脉血液流动的研究较多,如美国加利福尼亚大学的 Shahcheraghi 等^[9]对基于 CT 图像胸主动脉血液流动进行了研究;德国 Freiburg 大学医院的 Canstein 等^[10]对基于 MRI 图像人胸主动脉血液流动进行了 CFD 计算,同时应用逆向工程的方法,进行了相同个体血管模型的体外实验;英国的 Wood 等^[11]对基于 MRI 图像的胸降主动脉血液流动进行了 CFD 计算,同时将 CFD 计算得到的降主动脉入口和出口速度同 MRI 图像测得的相同部位的速度进行了对比分析;文献[1]对人胸腹主动脉瘤个体模型血液流动进行了有限元数值模拟。国内外文献中很少见到同时考虑各大主动脉构建有限元模型并进行数值模拟的研究。

为了更加真实地模拟个性化胸动脉瘤血液流动情况,本文基于 CT 图像重建了升主动脉、主动脉弓、降主动脉的真实血管模型,该模型同时包含了无名动脉、左颈总动脉、左锁骨下动脉 3 个分支血管,并利用 CFD 方法进行了血流动力学数值模拟分析。

1 有限元模型构建

病例数据取自日本东北大学医院动脉瘤患者 1 例:女性,年龄 75 岁。通过东芝公司 Aquilion 多层螺旋 CT 对患者进行 CT 扫描(CTA),获取医学图像。原始 CT 图像是 DICOM 格式的扫描图像文件,共 600 个。扫描范围从人体颈部到臀部,像素尺寸为 0.625 mm,分辨率为 512×512,层间距 1 mm。

在 HP 个人计算机 (Intel Core2 Duo 处理器 E8300 2.83 GHz,4 GB 内存,320 GB 硬盘) 上将 CT 数据输入 MIMICS 程序。采用三维阈值分割与三维区域增长分割相结合的处理方法,得到胸主动脉瘤所对应的图像数据。对图像进行三维计算,调用 FEA 的 Remesh 模块,获取胸主动脉瘤的面网格优化模型(图 1),以利于随后进行的体网格划分,其中 A1、A2、A3、B1、B2、B3 为动脉瘤壁面 6 个较为典型的位置点;否则,后面

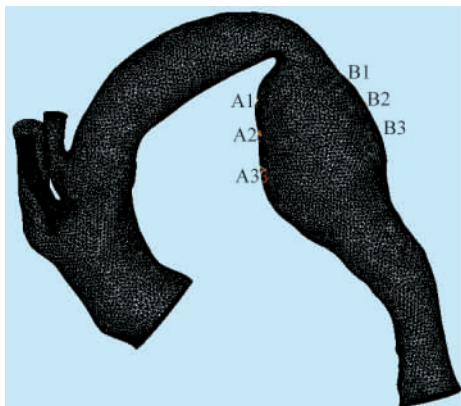


图 1 三维面网格模型

Fig. 1 3D model with surface mesh

生成的体网格质量不高,甚至不能成功地进行体网格划分。最后,把重建模型以 STL 格式保存。

在有限元网格划分软件 ANSYS ICEM CFD 11.0 中导入胸主动脉瘤 STL 文件,使用非结构三维四面体加三棱柱的混合网格进行体网格划分。为了改善边界层附近计算精度,在趋于血管壁的方向采用逐渐加密的网格,如图 2 所示。为了减小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;当前后模拟计算的速度值相对误差小于 1%后,就认为所划分的网格精度已经满足要求。边界层最初层宽设定为 0.15 mm,共设置 5 层,各层层宽以 1.2 倍的生长因子倍数增长。边界层体网格数为 1 568 951,其他区域四面体网格数为 2 492 897,指定边界条件后导出体网格文件。

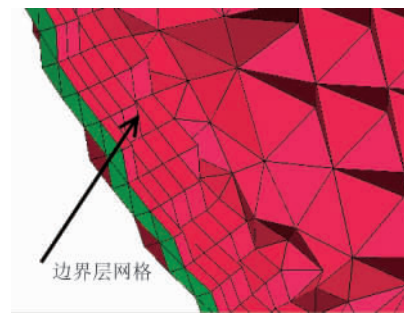


图 2 边界层网格

Fig. 2 Boundary layer mesh

2 计算方法

将体网格文件导入 ANSYS CFX 11.0。本研究的数值模拟采用如下假设:血管无渗透性,管壁为刚性;血液为不可压缩牛顿流体;血液流动为非定常、绝热的层流。血液动力黏度 $\mu=0.0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$,血液密度 $\rho=1050 \text{ kg/m}^3$,心率 75 次/min,心动周期 $T=0.8 \text{ s}$ 。基于胸主动脉直径的 Womersley 数为 19.2,基于进口处血流速度和胸主动脉直径的 Reynolds 数平均值为 1 399。按上述设定条件,血液流动遵守质量和动量守恒定律,即连续方程和 Navier-Stokes 方程。

$$\partial u / \partial x + \partial v / \partial y + \partial w / \partial z = 0 \quad (1)$$

$$\partial(\rho u) / \partial t + \text{div}(\rho u U) = \text{div}(\mu \text{grad} u) - \partial p / \partial x \quad (2)$$

$$\partial(\rho v) / \partial t + \text{div}(\rho v U) = \text{div}(\mu \text{grad} v) - \partial p / \partial y \quad (3)$$

$$\partial(\rho w) / \partial t + \text{div}(\rho w U) = \text{div}(\mu \text{grad} w) - \partial p / \partial z \quad (4)$$

式中, ρ 为血液密度,在生理条件下为常量; t 为时间; p 为血液压力; U 为速度矢量, u 、 v 和 w 是速度矢量在 x 、 y 和 z 方向的分量, div 为散度, μ 为动力黏度, $\text{grad} = \partial(\) / \partial x + \partial(\) / \partial y + \partial(\) / \partial z$ 。

血液进口断面速度如图 3 所示^[12]。血管壁面设为无滑移条件,即壁面速度为 0。降主动脉出口处采用自由出流条件,相对静压力取为 0 Pa;主动脉弓上 3 根分支出口取各占入口质量流率的 0.05^[9]。微分方程组离散格式采用二阶精度的迎风格式。整个计算过程从流场静止开始,时间间隔为 0.005 s,

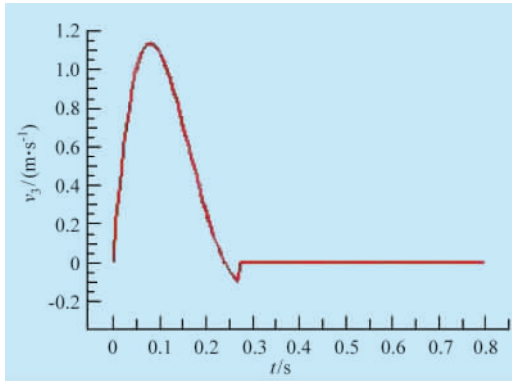


图3 一个心动周期进口速度

Fig. 3 Velocity at entrance in a cardiac cycle

最大均方根残差设定为 10^{-5} , 每个时间步最大迭代次数设为 200, 以确保获得足够精确的计算结果。经过 3 个周期的迭代

运算, 得到了稳定的收敛解。

3 计算结果

选取几个典型时刻(收缩期加速阶段、收缩期减速阶段、舒张期)来显示有关流场、压力、壁面切应力的结果。从图 3 可知, 当 t 在 $0 \sim 0.24$ s 时间内入口速度为正值, t 在 $0.24 \sim 0.2743$ s 入口速度为负值, 之后入口速度均为 0。

在一个心动周期内不同时刻的流线图如图 4 所示。可以看出, 在降主动脉瘤内腔中存在着较大的旋涡, 这是有动脉瘤的主动脉流动特征和无动脉瘤主动脉流动特征^[4]明显不同之处。在舒张期, 动脉血管中的旋涡流特征更为明显, 且存在多个旋涡, 特别是在舒张期的后半阶段, 降主动脉瘤中的血液流动呈现为一个大的旋涡流动, 这就加大了血细胞等粒子在动脉瘤腔中的滞留时间, 使得这些粒子沉积在此血管段的概率加大, 进一步加大了血管进一步病变的可能性。

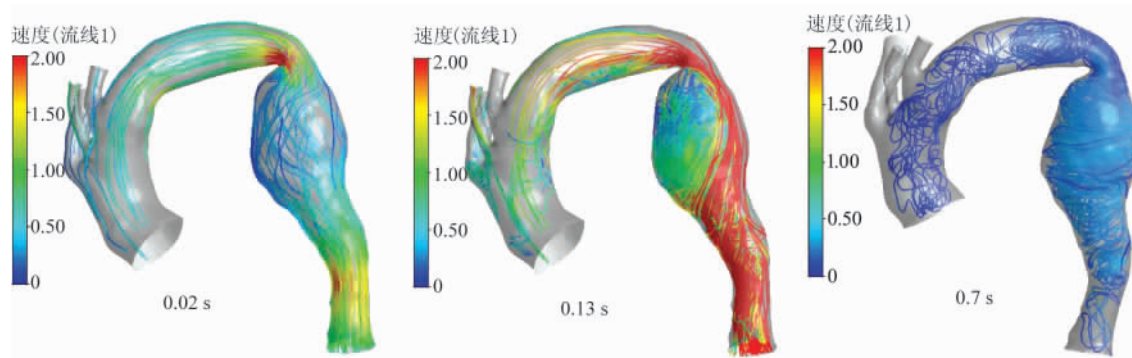


图4 血液流动在一个心动周期内不同时刻的流线(单位:m/s)

Fig. 4 Streamlines of blood flow within a cardiac circle (unit: m/s)

在一个心动周期内不同时刻的血液流场速度矢量分布如图 5 所示。可以看出, 虽然在 $0.2743 \sim 0.8$ s 期间入口速度为 0, 但从计算结果看, 动脉中始终存在流动的血液; 从速度矢量图也可以看到动脉瘤中存在较大的旋涡, 并且在收缩期, 动脉瘤靠近外侧部位的流速明显大于靠近内侧部位的流速。

从图 6 可以看出, 收缩期的血管壁面压力比舒张期的血

管壁面压力变化范围更大。在收缩阶段加速期, 血管壁面压力从近心端向远心端逐渐降低 (0.02 s); 在收缩阶段减速期 (0.13 s), 血管壁面压力从近心端向远心端逐渐降低。但在降主动脉瘤部分, 瘤壁外侧压力大于内侧压力。在舒张期, 血管壁面压力变化幅度不大, 特别是在舒张期后期, 升主动脉及主动脉弓部分壁面压力变化很小。

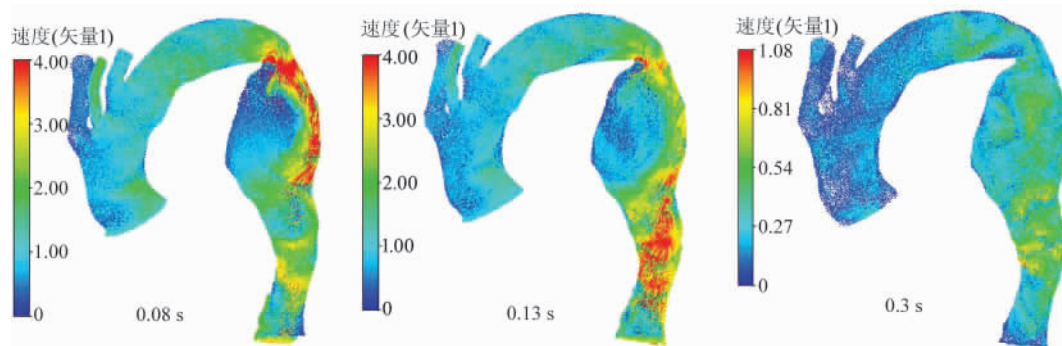


图5 血液流动在一个心动周期内不同时刻的速度矢量(单位:m/s)

Fig. 5 Velocity vector of blood flow within a cardiac circle (unit: m/s)

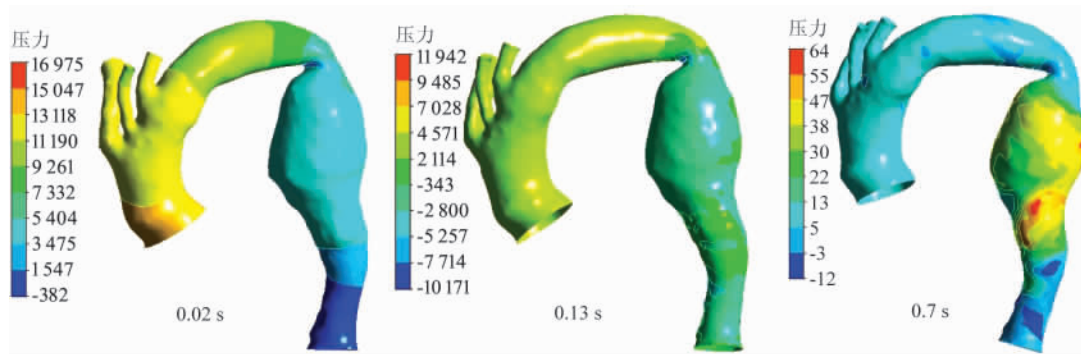


图6 血液流动在一个心动周期内不同时刻的血管壁面压力分布(单位:Pa)

Fig. 6 Wall pressure distribution of blood flow within a cardiac circle (unit: Pa)

壁面切应力的大小与其在心动周期内的变化与动脉瘤的形成、发展和破裂有关。从图7可以看出,在收缩期壁面最大切应力出现在动脉瘤的瘤颈处,且收缩期的最大壁面切应力要比舒张期最大壁面切应力大20倍。从图8还可以看出,壁面切应力随时间变化(尤其是在收缩期),而反复变化的切应力影响内皮细胞的适应机制,使得血管壁斑块持续增厚,影响血管壁的强度,对于动脉瘤的形成、发展和破裂起到一定程度的负面作用。从图7可以看出,在收缩期的速度上升阶段(0.02 s),降主动脉瘤壁面切应力均明显小于其他部位的

壁面切应力(Wall Shear Stress, WSS),且其绝对值也很小(0~9 Pa)。在收缩期的速度下降阶段(0.13 s),降主动脉瘤外侧壁面切应力明显大于内侧壁面切应力,内侧壁面切应力大部分还保持在较低数值范围内。在舒张期(0.7 s),降主动脉瘤壁面切应力变化幅度不大,这从图8动脉瘤壁面6个不同位置点(6个点位置如图1所示)的壁面切应力随时间变化图也可以看出。从图7还可以看出,降主动脉瘤内侧壁面切应力数值较小,并且差不多在整个心动周期内,这一区域始终有漩涡流存在,即血液粒子在这一区域滞留时间较长。目前普遍认为,

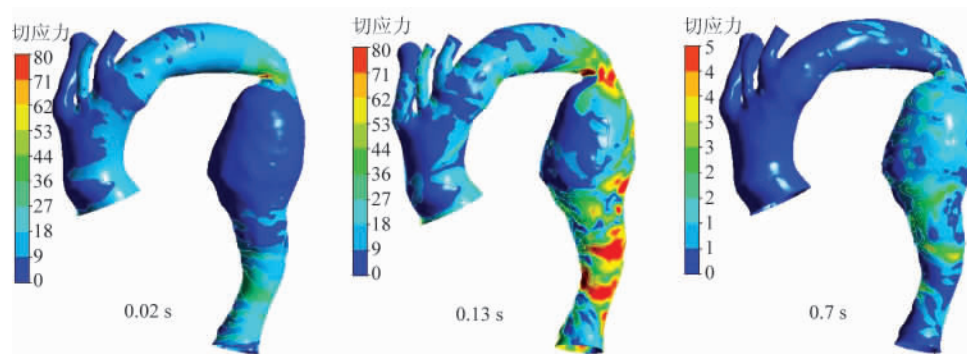


图7 血液流动在一个心动周期内不同时刻的血管壁面切应力分布(单位:Pa)

Fig. 7 Wall shear stress distribution of blood flow within a cardiac circle (unit: Pa)

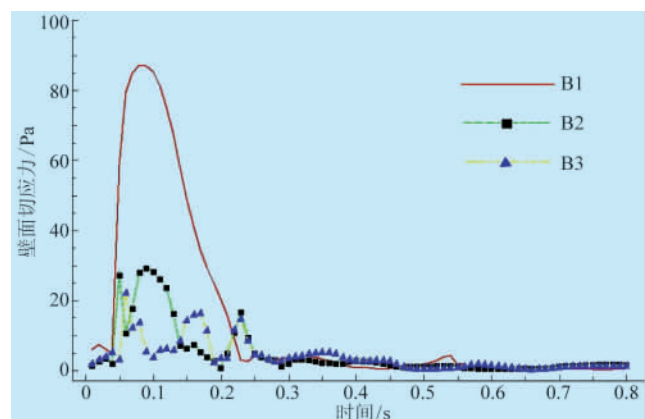
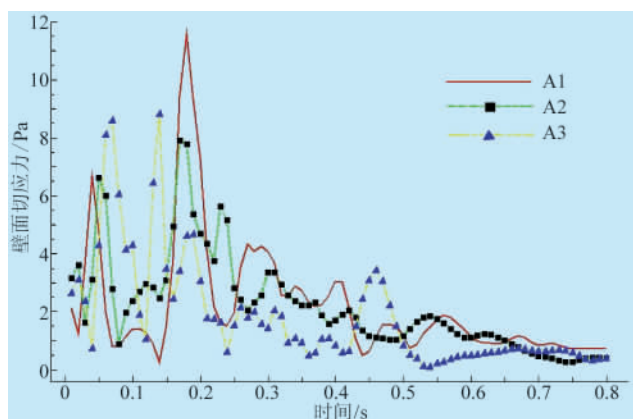


图8 动脉瘤壁面不同位置点壁面切应力随时间变化图

Fig. 8 Wall shear stress distribution at different points on aneurysmal wall in a cardiac circle



低切应力和长的粒子滞留时间是动脉疾病最危险的血流动力学因素。因此,可以认为降主动脉瘤内侧壁是动脉瘤继续增长及可能破裂的危险部位。降主动脉瘤壁面 6 个不同位置的壁面切应力随时间的变化如图 8 所示。可以看出,在距离动脉瘤瘤口较近的 A1 点 WSS 同入口速度有近似相同的变化规律。而在另外 5 个不同位置点,在心脏收缩期呈现出了同入口速度截然不同的变化规律,且变化比较复杂。A1、A2、A3 位于降主动脉瘤内侧,而 B1、B2、B3 位于降主动脉瘤外侧,无论是在心脏收缩期还是舒张期,处于外侧这几个点的 WSS 值比处于内侧的几个点均要大。特别是在心脏收缩期,两者之差就更大,这同图 7 的结果是一致的。

除动脉瘤外,其他部位的流动特征同文献[2]、[10]、[13]、[14]中类似(定性及定量比较均类似),这也证明了本文仿真实验的有效性。动脉瘤中大旋涡的出现是同动脉瘤几何形状密切相关的,并且随着入口速度的变化,漩涡中心的位置是变化的。由于旋涡的存在,使得血液对动脉瘤内壁冲击强度加大,增加了降动脉瘤内侧血管壁破裂的可能性。

4 结论

通过对个性化胸主动脉模型进行数值试验,获得了这些部位血液流场的流线、速度矢量、血管壁面压力和血管壁面切应力的分布和变化。通过数值仿真试验,发现在动脉瘤腔中的血液流动存在较大的旋涡,且旋涡的位置是变化的;最大壁面切应力出现在动脉瘤的瘤口;在舒张期最大壁面压力出现在动脉瘤壁面上,这些均是动脉瘤模型独有的特征。在降主动脉瘤内侧壁,WSS 值处于较低的范围。基于 CT 图像的胸主动脉瘤模型具有数字化、个性化特征,可用于胸主动脉瘤血液动力学计算,分析临床胸主动脉瘤患者动脉瘤的破裂机理。在此模型基础上,还可进行流-固耦合的试验仿真,进一步接近真实的自然情况。结合快速成型技术,可以制作胸主动脉实体模型,进行体外实验研究,这将是后续工作的研究内容。

参考文献 (References)

- [1] Borghia A, Wooda N B, Mohiaddinb R H, *et al.* Fluid-solid interaction simulation of flow and stress pattern in thoracoabdominal aneurysms: A patient-specific study [J]. *Journal of Fluids and Structures*, 2008, 24: 270-280.
- [2] 蔡彦, 许世雄, 景在平, 等. 腹主动脉瘤几何形态对血液动力学影响的三维数值分析[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(2): 140-146.
Cai Yan, Xu Shixiong, Jing Zaiping, *et al.* *Journal of Medical Biomechanics*, 2008, 23(2): 140-146.
- [3] Hoi Yiemeng, Woodward S H, Kim M, *et al.* Validation of CFD simulations of cerebral aneurysms with implication of geometric variations[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2006, 128(12): 843-851.
- [4] 林亚华, 景在平, 赵志清, 等. 人胸主动脉血液脉动流的三维数值分析[J]. *第二军医大学学报*, 2006, 27(8): 867-875.

- Lin Yahua, Jing Zaiping, Zhao Zhiqing, *et al.* *Academic Journal of Second Military Medical University*, 2006, 27(8): 867-875.
- [5] 邱霖, 岑人经. 有锥度角的主动脉弓血液脉动流数值分析 [J]. *医用生物力学*, 2004, 19(2): 74-78.
Qiu Lin, Cen Renjing. *Journal of Medical Biomechanics*, 2004, 19(2): 74-78.
- [6] 乔爱科, 刘有军, 张松. S 形动脉中的血流动力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2006, 21(1): 54-61.
Qiao Aike, Liu Youjun, Zhang Song. *Journal of Medical Biomechanics*, 2006, 21(1): 54-61.
- [7] 乔爱科, 刘有军, 伍时桂. 弯曲动脉的血流动力学数值分析[J]. *计算力学学报*, 2003, 20(2): 155-163.
Qiao Aike, Liu Youjun, Wu Shigui. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2003, 20(2): 155-163.
- [8] 乔爱科, 伍时桂. 主动脉弓内脉动流的有限元分析 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2001, 18(4): 583-588.
Qiao Aike, Wu Shigui. *Journal of Biomedical Engineering*, 2001, 18(4): 583-588.
- [9] Shahcheraghi N, Dwyer H A, Cheer A Y, *et al.* Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002, 124(8): 378-387.
- [10] Canstein C, Cachot P, Faust A, *et al.* 3D MR flow analysis in realistic rapid-prototyping model systems of the thoracic aorta: Comparison with in vivo data and computational fluid dynamics in identical vessel geometries[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 59: 535-546.
- [11] Wood N B, Weston S J, Kilner P J, *et al.* Combined MR imaging and CFD simulation of flow in the human descending aorta [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2001, 13: 699-713.
- [12] 康振黄. 心血管血流动力学 [M]. 成都: 四川教育出版社, 1990: 441-444.
Kang Zhenghuang. *Cardiovascular hemodynamics*[M]. Chengdu: Sichuan Educational Press, 1990: 441-444.
- [13] Markl M, Draney M T, Hope M D, *et al.* Time-resolved 3-Dimensional velocity mapping in the thoracic aorta: Visualization of 3-directional blood flow patterns in healthy volunteers and patients [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2004, 28(4): 459-468.
- [14] Bogren H G, Buonocore M H. 4D magnetic resonance velocity mapping of blood flow patterns in the aorta in young vs. elderly normal subjects [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 1999, 10: 861-869.

(责任编辑 岳臣)

《科技导报》“书评”栏目征稿

“书评”栏目由《中华读书报》“书评周刊”主编王洪波先生主持,发表图书评论文章,被评论的图书以高级科普、学术专著及科学文化图书为主,兼顾科学精神、科学方法、科技哲学、科学人文、科学家传记、经典科学著作、科学通俗读物、科学道德等内容的图书。欢迎投稿,择优刊登。每篇书评以 2 100 字左右为宜,需配书影,并含书名、作者、出版单位、出版年份、定价等信息。栏目责任编辑:陈广仁;投稿邮箱:chengguangren@cast.org.cn。

