

·血管介入 Vascular intervention·

采用 CT 断层扫描图像构建 DeBakey Ⅲ型主动脉夹层
三维血流动力学数值模拟分析模型

王 亮, 冯 睿, 陆清声, 廖明芳, 景在平

【摘要】 目的 探索简便、精确的方法构建仿真的 DeBakey Ⅲ型主动脉夹层血流动力学计算机模拟分析三维模型的方法。方法 利用 Siemens Sensation Cardiac 64 层螺旋 CT 薄层扫描技术, 基于 1 mm 层厚获取 4 种临床常见典型形态的 DeBakey Ⅲ型主动脉夹层连续断层 DICOM 格式图像, 导入医学图像处理软件 Materialise MIMICS v12.11, 界定目标区域后生成三维动脉模型, 经网格优化处理去除低质量及相交面网格, 保存结果输出, 导入 TGrid 5.0 软件, 对主动脉面网格模型进行几何修复, 使面网格扭曲率 < 0.75, 采用非结构化四面体网格生成 DeBakey Ⅲ型主动脉夹层血流动力学分析计算机模拟体网格模型, 并对所构建模型进行血流属性、流场边界等界定, 初步验证模型的有效性。结果 通过初步计算求解, 确定所构建的 DeBakey Ⅲ型主动脉模型分别包含 1857030, 1820501, 1844181 及 1814914 4 个四面体单元。结论 利用 64 层螺旋 CT 薄层扫描技术获取 DICOM 格式连续断层 CT 图像, 可快速、准确地构建 DeBakey Ⅲ型主动脉夹层血流动力学分析计算机模型, 为进一步的计算流体力学分析奠定了良好的基础。

【关键词】 主动脉; 主动脉夹层; 血流动力学; 计算机断层扫描血管造影; 计算流体力学分析

中图分类号: R543.16 文献标志码: A 文章编号: 1008-794X(2010)-10-0767-05

The construction of realistic 3D hemodynamic models of DeBakey Ⅲ aortic dissection by using CT images and its application in computational mimic analysis WANG Liang, FENG Rui, LU Qing-sheng, LIAO Ming-fang, JING Zai-ping. Department of Vascular Surgery, Changhai Hospital, the Second Military Medical University, Shanghai, 200433, China

Corresponding author: JING Zai-ping, E-mail: nx.vascular@gmail.com

【Abstract】 Objective To explore a simple and precise methods to establish a virtual 3D model of DeBakey Ⅲ aortic dissections used for computerized mimic analysis of its hemodynamics. **Methods** The computed tomographic angiography (CTA) scanning images of four typical types of DeBakey Ⅲ aortic dissections were obtained to generate 3-dimensional surface models, based on which the tetrahedral meshes were finally created. The generated models were tested for mesh-independent solutions under preliminary predefined inlet/outlet loads and fluid properties. **Results** The four models of DeBakey Ⅲ aortic dissections contained 1857030, 1820501, 1844181 and 1814914 tetrahedrons, respectively, with the length ranging from 427 to 523 mm. **Conclusion** The accuracy of the models is highly consistent with the real anatomy. This can pave the way for the clinical application of computational fluid dynamics simulation in aortic diseases in the future work. (J Intervent Radiol, 2010, 19: 767-771)

【Key words】 aorta; aortic dissection; hemodynamics; computed tomographic angiography; computational fluid dynamics

主动脉夹层(aortic dissection, AD)通常指主动脉腔内血液通过主动脉壁上的内膜撕裂口进入主动脉中膜外层或中外膜交界处,使主动脉壁撕裂为2层,形成真腔和假腔,并沿着主动脉纵轴延伸的一种病理状态,可在短期内导致主动脉破裂致患者死

亡,或由于夹层真腔被假腔压迫致狭窄甚至闭塞,由真腔供血的重要脏器(肠道、肾脏、下肢等)出现缺血性改变,引起严重的并发症^[1-2]。对于AD目前常用的临床分型有2种,即DeBakey分型与Stanford分型^[3]。DeBakey分型根据夹层累及部位,分为3型,I型,夹层起源于升主动脉并累及腹主动脉;II型,夹层局限于升主动脉;III型,夹层起源于胸主动

脉,向下未累及腹主动脉者称为ⅢA,累及腹主动脉者称为ⅢB。DeBakey I 型和 II 型夹层相当于 Stanford A 型夹层,DeBakey III 型夹层则相当于 Stanford B 型夹层^[4]。一组研究表明,AD 的总病死率约为 27%^[5]。尽管随着医疗水平的不断提高,心血管疾病的诊断与治疗有了长足进步,AD 仍是最致命的主动脉疾病^[4]。

AD 发生、发展与血流动力学因素密切相关。临床研究发现 AD 患者中有 70%~80% 合并高血压^[6,7]。高速血流沿主动脉轴在主动脉中膜之间前行,造成 AD 向远端发展。持续流动的血流还会造成 AD 假腔开放或部分血栓化形成,是夹层慢性期出现主动脉瘤样扩张、夹层破裂等严重并发症的重要病理基础^[8]。因此,研究血流动力学因素在 AD 病程发展中的作用,对评估 AD 患者的临床预后风险因素,具有重要的理论指导意义。

采用计算流体力学分析 (computational fluid dynamics, CFD) 方法对生物流体进行分析研究是流体力学研究应用于生物医学领域的重要进展,并显示出良好的精确性与可靠性。CFD 数值模拟的前提是构建合理而可靠的数值模拟力学分析模型^[9],这也是限制 CFD 技术应用于心血管疾病研究的重要瓶颈之一。由于构建模型相对简便易行,目前的 CFD 研究多集中于正常主动脉以及胸、腹主动脉瘤疾病领域^[10-13],对于 AD 病变的研究则少有报道。本研究通过临床收集 DeBakey III 型 AD 患者的 CT 断层扫描图像数据包,重构出具有真实解剖形态的 AD 三维血流动力学数值模拟分析模型,为探讨血流动力学因素在 AD 发生发展过程中的作用奠定良

好的基础。

1 材料与方法

1.1 CT 断层图像获取

所有 DeBakey III 型 AD 断层图像信息均采自我院血管外科门诊及住院患者。64 层螺旋增强 CT (SIEMENS Inc, 德国) 扫描范围包括主动脉弓上 3 支分支至双侧髂动脉之间的区域,扫描层厚为 1mm。所有断层图像信息以数字医学图像信息标准 (digital imaging and communication in medicine, DICOM) 格式保存并输出。根据夹层撕破口位置、数量以及真腔是否受压的情况,所入选的 DeBakey III 型 AD 几何形态可分为以下类型 (图 1)。

1.1.1 AD01 单破口型夹层。撕破口位于主动脉弓降交界处,夹层远端无撕破口,夹层主要局限于胸主动脉段。

1.1.2 AD02 多破口真腔非受压型夹层。近端撕破口位于降主动脉段,夹层远端真假腔内径相似,中间撕破口位于左肾动脉附近,远端撕破口位于腹主动脉分叉,肠系膜上动脉、右肾动脉、双髂动脉由真腔供血。

1.1.3 AD03 双破口真腔受压型夹层。近端撕破口位于弓降交界,夹层远端真腔明显受压狭窄,远端撕破口位于右髂总动脉,右肾动脉由夹层假腔供血,肠系膜上动脉、左肾动脉、左髂动脉真腔供血。

1.1.4 AD04 多破口真腔受压型夹层。近端撕破口位于降主动脉,夹层远端真腔显著受压,夹层远端撕破口位于双侧髂总动脉,肠系膜上动脉、左肾动脉由真腔供血,右肾动脉由假腔供血。

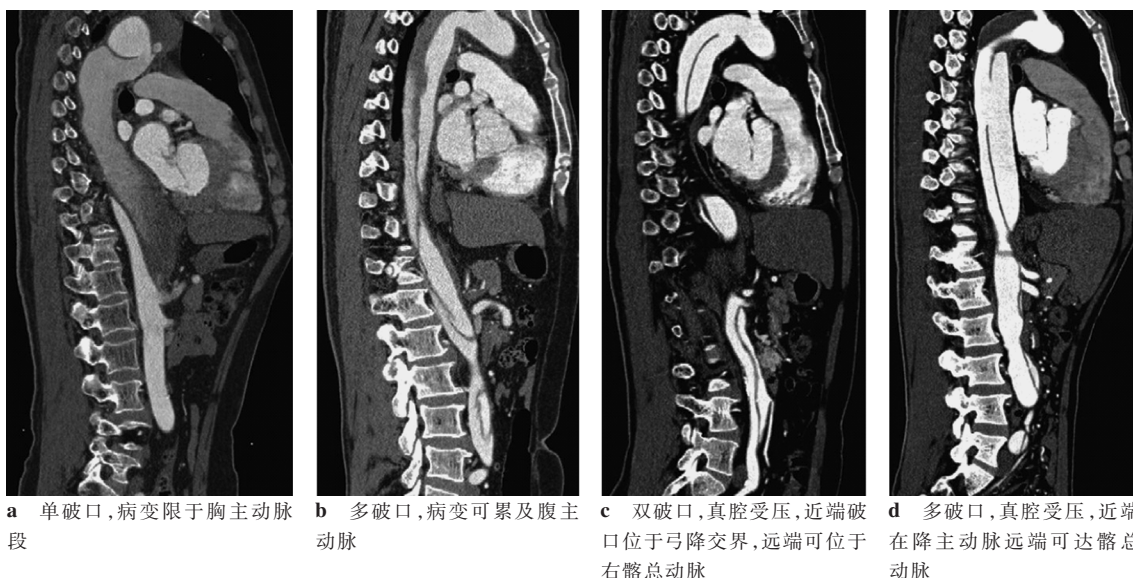


图 1 4 种临床常见形态的 DeBakey III 型 AD CT 断层图像

1.2 CT 断层图像处理与转化

在专业工作站内, 将 AD 的 CT 图像数据包导入医学图像处理软件 MIMICS v 12.11 (Materialise Inc, 比利时)内进行序列重建, 将主动脉区域进行蒙罩化(mask)处理, 设定阈值最大值(max value)3071 HU, 最小值(min value)-68 HU。选用编辑蒙罩(edit mask)功能, 去除多余蒙罩, 保留升主动脉、降主动脉、双侧髂动脉, 主动脉弓上 3 支分支动脉、腹腔干、肠系膜上动脉及双肾动脉均保留起始部(图 2)。

通过对主动脉目标区域内每个断层序列进行编辑处理, 重建出 AD 三维面网格模型。选用自适应参数对面网格模型表面进行平滑化处理, 去除面网格中细小且无重要解剖结构的部分, 对 AD 模型全局进行网格优化处理, 减少面网格模型总体网格数

量, 提高面网格的均一性。在网格优化的过程中, 仍然会因为局部网格改变而引入低质量的面网格三角, 需要采用人工修复的方式, 包括局部网格加密, 对部分低质量面网格进行修复处理, 最终完成 AD 三维面网格模型的构建(图 3、4)。

1.3 DeBakey III 型 AD 三维模型体网格划分

将已构建成的 AD 面网格模型分别导入网格处理软件 TGrid 5.0 [飞昂软件(上海)分公司, 美国], 对面网格局部进行几何修复, 使面网格模型的扭曲率 < 0.75 , 采用自由网格划分的方式, 设定网格增长率在 1.1 ~ 1.2, 对 AD 面网格模型进行体网格划分(图 5)。在主动脉流场近壁面部分的网格密度高于中央流场密度, 以增加后期求解计算动脉血流在流场边界层的精确度。

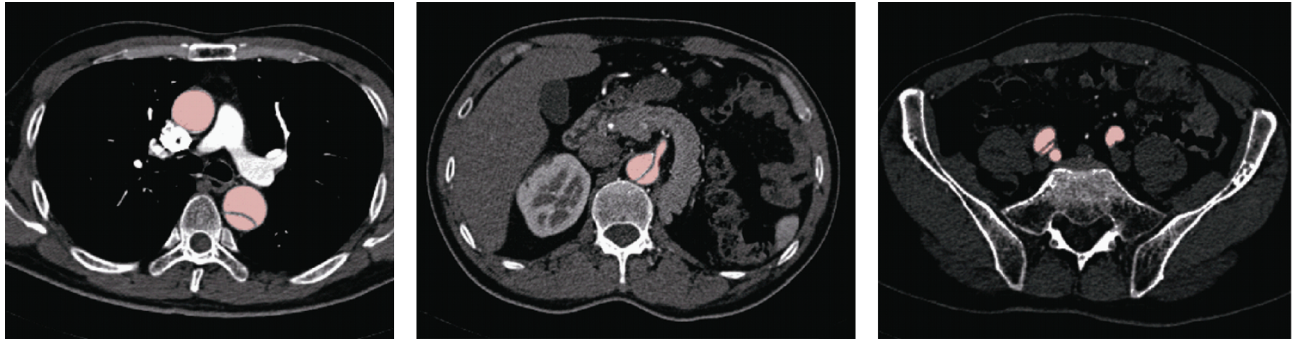


图 2 DeBakey III 型 AD 真假管腔及分支动脉轮廓提取

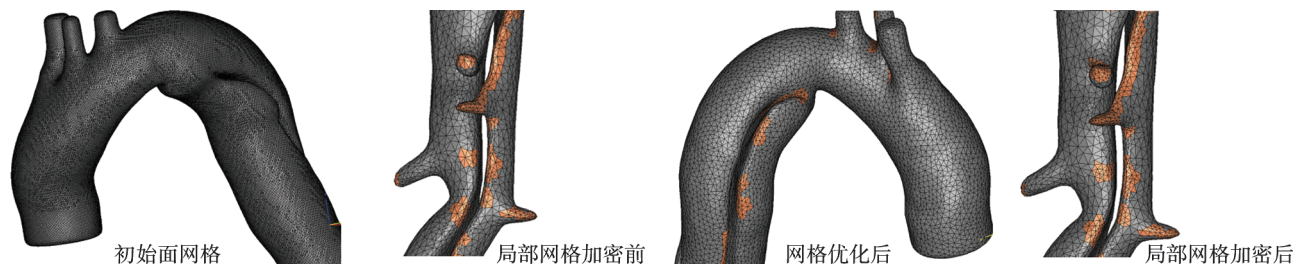


图 3 DeBakey III 型 AD 局部面网格处理

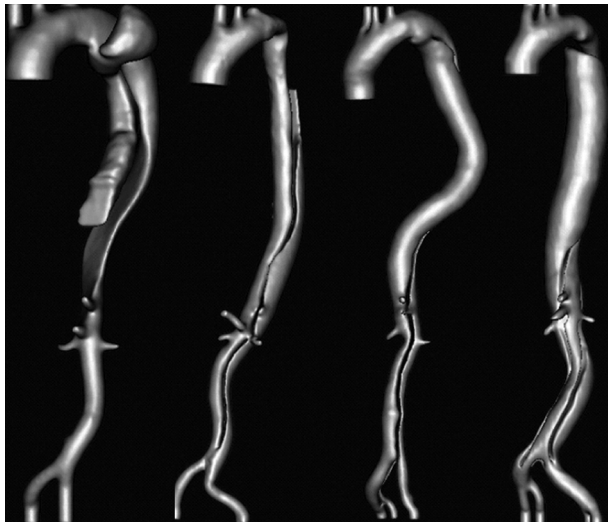


图 4 DeBakey III 型 AD 三维面网格模型

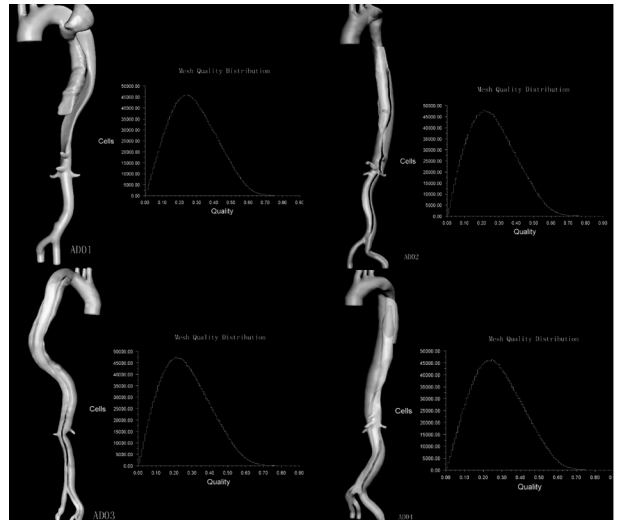


图 5 DeBakey III 型 AD 计算流体力学分析三维模型

1.4 DeBaKey Ⅲ型 AD 血流动力学模型求解验证

为获得精确而可靠的数值模拟求解结果,首先需要确定计算所需的体网格数,即达到不依赖网格数量的求解(mesh-independent solution)。对 AD 面网格模型分别以 40 万、80 万、120 万、140 万、160 万、180 万四面体单元进行体网格划分。血流边界条件设定包括血流性质为牛顿液^[14],血液黏性系数为 0.0035 Pas,密度为 1 050 kg/m³^[14-15],入口血流采用最大血流速稳态加载^[12]。在高级计算流体力学分析软件 FLUENT 6.3[飞昂软件(上海)分公司,美国]三维流场内进行双精度二阶求解计算。

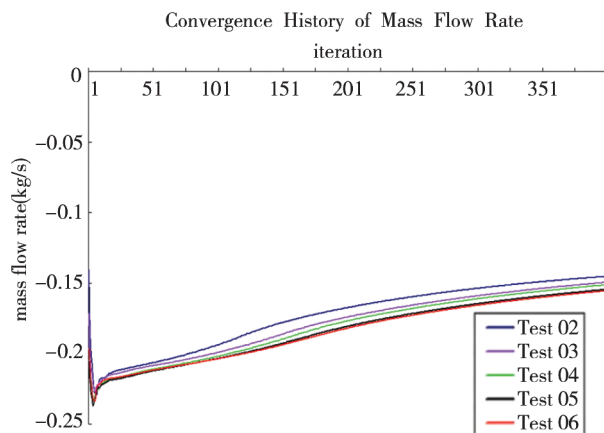
2 结果

从 CT 断层图像提取构建的 DeBaKey Ⅲ型 AD 初始面网格数量在 29 万 ~ 39 万水平,并随着夹层形态复杂程度而增加。经过面网格优化处理,使夹层面网格数量降至 12 万水平,可显著减轻后续工作站求解的工作负荷。当面网格数量低于此水平时,AD 三维模型将出现明显失真的情况。

对求解结果进行收敛监测,发现当 AD 三维体网格模型的四面体单元数量增加至 160 万水平以上时,求解收敛曲线将不再发生明显变化(图 6),即达到不依赖于网格尺寸的求解。本课题求解计算最终所确定的模型体网格数量在 180 万四面体单元水平(表 1)。

3 讨论

从图 4 可以看出,DeBaKey Ⅲ型 AD 具有非常复杂的解剖几何形态。常用的建立动脉血管几何模型方法主要有计算机辅助设计(computer aided design, CAD)实体建模和基于医学图像的个性化三维重建(patient specific modeling)。CAD 建模主要应用各种市售的 CAD 软件(CTAIA, Pro/E 等)生成血管模型,导入 CFD 软件或第三方网格化分器(如 Hypermesh、TrueGrid、ICEM CFD 等)进行网格划分,建立模型。采用 CAD 方法构建动脉模型的主要问题存在于两方面:①各种 CAD 软件与 CFD 软件接口兼容性问题,可导致 CAD 实体模型导入 CFD 软件后丢失过多重要细节,需要对 CAD 几何模型进行修补,降低网格生成的效率及精度,同时也会造成模型体网格划分困难。②目前市售的 CAD 软件主要用于构建外形规则的工程机件,很难构建能真实反映复杂解剖形态的仿真脉管模型。通常的做法是简化建模,即采用规则对称模具来替代目标血管:将



Test 02:80 万;Test 03:120 万;Test 04:140 万;Test 05:160 万;
Test 06:180 万

图 6 包含不同体网格单元数量的 AD 血流数值求解计算收敛监测曲线

表 1 DeBaKey Ⅲ型 AD 三维模型包含网格单元信息

型别	初始面网格数	优化后面网格数	体网格数	模型长度(mm)
AD 01	290 084	126 668	1 857 030	431
AD 02	302 440	126 540	1 820 501	458
AD 03	341 876	122 024	1 844 181	427
AD 04	397 388	138 520	1 814 914	475

主动脉弓用 U 型管替代,动脉管腔则视为规则圆管。理想化的血管模型无法真实再现实际条件下的血流动力学情况,造成数值模拟与临床实际的脱节,从而影响后期动脉血管 CFD 求解结果的准确性。

基于医学图像建像建立 CFD 三维动脉模型具有简便、精确的特点,建立的 CFD 模型能真实反映生理、病理状态下的生物流体情况。当前来源于 CT、MRI 扫描的医学图像信息均采用 DICOM 格式文件保存,实现了医学图像资源的共享。DICOM 格式的医学图像可经过第三方软件处理(如 3D-Doctor、MIMICS、Rhinoceros、Simpleware 等)转换成工业标准文件,并通过灰度识别提取,可重建动脉三维轮廓,使基于医学图像的生物仿真数值模拟成为可能。但此构建模型的方法仍有以下几方面需要继续改进。

3.1 通过 CTA 提取轮廓的主动脉原始模型面网格数量巨大,且包含过多不均一网格和“噪音”(noise)结构,即无解剖结构上的重要性,但却会显著影响后期计算求解精度的结构。必须经过平滑化及优化处理,提高面网格均一性,并减少总体面网格数量以减轻后期体网格划分及计算求解的计算负荷。主动脉模型表面平滑化处理多由计算机自动完成,但仍有部分面网格区域仍无法达到计算求解要求。过度的平滑化处理可使主动脉模型失去重要的解剖

形态信息,并由于面网格数量显著减少而引入低质量的面网格三角。针对自动修复后残余的局部面网格区域需要采用人工修复,尤其是在夹层流场贴近平壁面的区域和撕破口区域。人工修复的缺点在于耗时较长,并可能因为删除过多的细节部分从而降低 AD 模型局部的精确性。

3.2 目前对于由 CT、MRI 等扫描获取的动脉面网格模型进行体网格划分多采用自由分网、非结构化的体网格,在部分区域可以采用混合网格。非结构化体网格的缺点在于:多数只能通过全局加密来增加流场边界区域的体网格密度,因此可造成模型体网格数量巨大,超过计算机硬件设备的承载能力,导致无法完成后续的求解计算工作。通过软件技术的改进,尽可能采用结构化的体网格对主动脉模型进行体网格划分,是提高血流动力学数值模拟研究精确性的重要方面。

采用医学扫描断层图像信息进行 AD 三维轮廓提取,构建出 AD 血流动力学数值模拟分析计算机模型,实现了医学图像信息从可视化向数值模拟分析的转变,并简化计算机辅助工程(computer aided engineering, CAE)临床应用的步骤,为主动脉疾病血液动力学研究奠定了良好的基础。

[参考文献]

- [1] Auer J, Berent R, Eber B. Aortic dissection: incidence, natural history and impact of surgery[J]. J Clin Basic Cardiol, 2000, 3: 151 - 154.
- [2] Elefteriades JA. Natural history of thoracic aortic aneurysms: indications for surgery, and surgical versus nonsurgical risks[J]. Ann Thorac Surg, 2002, 74: s1877 - 1880.
- [3] Dailey PO, Trueblood HW, Stinson EB. Management of acute aortic dissection[J]. Ann Thorac Surg, 1970, 10: 237 - 247.
- [4] Rutherford RB. Vascular Surgery [M], 6th ed. ELSEVIER SAUNDERS, Inc, Philadelphia, 2005: 1512.
- [5] Kouchoukos NT, Dougenis D. Surgery of the thoracic aorta[J]. N Engl J Med, 1997, 336: 1876 - 1888.
- [6] Spittell PC, Spittell J, Joyce JW. Clinical features and differential diagnosis of aortic dissection: experience with 236 cases(1980 through 1990)[J]. Mayo Clin Proc, 1993, 68: 642 - 651.
- [7] Hagan PG, Nienaber CA, Isselbacher EM, et al. The international registry of acute aortic dissection (IRAD): new insights into an old disease[J]. JAMA 2000, 283: 897 - 903.
- [8] Tsai TT, Evangelista A, Nienaber CA, et al. Partial thrombosis of the false lumen in patients with acute type B aortic dissection [J]. N Engl J Med, 2007, 357: 349 - 359.
- [9] Zeng P. Finite element analysis and applications[M], 1st ed. Tsinghua University Press & Springer, Beijing, 2004: 06.
- [10] Raghavan ML, Vorp DA, Federle MP, et al. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm[J]. J Vasc Surg, 2000, 31: 760 - 769.
- [11] Li Z, Kleinstreuer C. Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model [J]. Med Eng Phys, 2005, 27: 369 - 382.
- [12] Howell BA, Kim T, Cheer A, et al. Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts [J], J Endovasc Ther, 2007, 14: 138 - 143.
- [13] Fung GS, Lam SK, Cheng SW, et al. On stent-graft models in thoracic aortic endovascular repair: A computational investigation of the hemodynamic factors[J]. Comput Biol Med, 2008, 38: 484 - 489.
- [14] Fung YC. Biomechanics Circulation [M]. Second Edition, Springer, New York, 1997, Chap 3.
- [15] Pedley TJ. The fluid mechanics of large blood vessels[M], Cambridge University Press, Cambridge, 1980, Chap 4.

(收稿日期:2010-06-18)