

文章编号:1004-7220(2012)05-0495-06

# 腹主动脉瘤的数值计算模型比较研究

史正涛, 李志勇

(东南大学 生物科学与医学工程学院, 生物力学实验室, 南京 210096)

**摘要:** **目的** 分别采用纯流体模型和流固耦合模型来计算腹主动脉瘤的血流动力学特征, 比较两种数值模型的不同, 并讨论在研究腹主动脉瘤中的应用。 **方法** 使用 Gambit 2. 2. 30 和 COMSOL Multiphysics 4. 2 建立腹主动脉瘤的理想模型, 分别基于有限体的方法分析纯流体模型, 基于任意拉格朗日-欧拉算法 (Arbitrary Lagrangian-Eulerian) 计算流固耦合模型。 **结果** 同样的入口速度下, 纯流体模型出现 4 个涡流和 6 个局部压力集中; 流固耦合模型只有 2 个涡流和局部压力集中, 且涡流中心更接近腹主动脉瘤的远端。在边界层分离点、血流回贴位置以及腹主动脉瘤的近端和远端, 两种模型均出现壁剪切力极值。血管壁的最大形变和最大壁应力出现在腹主动脉瘤的近端和远端。 **结论** 两种模型的涡流个数和涡流中心的位置均不一样, 与瘤体的生长有着密切的关联; 流固耦合模型中的最大壁剪切力比纯流体模型要小 36%; 最大壁应力和最大血管壁的形变量与出口血压呈正相关。在研究血管瘤生长与血流动力学的关系时需要考虑使用流固耦合模型。

**关键词:** 腹主动脉瘤; 壁剪切力; 形变; 流固耦合; 血流动力学

中图分类号: R 318. 01 文献标志码: A

## Comparison between computational models of abdominal aortic aneurysm

SHI Zheng-tao, LI Zhi-yong (*Biomechanics Laboratory, School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China*)

**Abstract:** **Objective** To compare the differences in the hemodynamic parameters of abdominal aortic aneurysm (AAA) between fluid-structure interaction model (FSIM) and fluid-only model (FM), so as to discuss their application in the research of AAA. **Methods** An idealized AAA model was created based on patient-specific AAA data. In FM, the flow, pressure and wall shear stress (WSS) were computed using finite volume method. In FSIM, an Arbitrary Lagrangian-Eulerian algorithm was used to solve the flow in a continuously deforming geometry. The hemodynamic parameters of both models were obtained for discussion. **Results** Under the same inlet velocity, there were only two symmetrical vortexes in the AAA dilation area for FSIM. In contrast, four recirculation areas existed in FM; two were main vortexes and the other two were secondary flow, which were located between the main recirculation area and the arterial wall. Six local pressure concentrations occurred in the distal end of AAA and the recirculation area for FM. However, there were only two local pressure concentrations in FSIM. The vortex center of the recirculation area in FSIM was much more close to the distal end of AAA and the area was much larger because of AAA expansion. Four extreme values of WSS existed at the proximal of AAA, the point of boundary layer separation, the point of flow reattachment and the distal end of AAA, respectively, in both FM and FSIM. The maximum wall stress and the largest wall deformation were both located at the proximal and distal end of AAA. **Conclusions** The number and center of the recirculation area for both models are different, while the change of vortex is closely associated with the AAA growth. The largest WSS of FSIM is 36% smaller than that of FM. Both the maximum wall stress and largest wall displacement shall increase with the outlet pres-

收稿日期:2012-08-01; 修回日期:2012-08-15

基金项目:江苏省自然科学基金项目(BK2010405), 教育部博士点基金项目(20110092120037)。

通讯作者:李志勇, 教授, 博士研究生导师, E-mail: zylcam@gmail.com。

sure increasing. FSIM needs to be considered for studying the relationship between AAA growth and shear stress.

Key words: Abdominal aortic aneurysm (AAA); Wall shear stress (WSS); Deformation; Fluid-structure interaction; Hemodynamics

腹主动脉瘤(abdominal aortic aneurysm, AAA)实质是一种病理性动脉扩张症,局部的破裂出血是其主要的致命原因<sup>[1]</sup>。目前对于AAA的形成机制尚不明确,学者大都认为是遗传学、饮食、吸烟、生物力学以及血流动力学等诸多因素长时间作用的结果<sup>[2]</sup>。很多AAA起病隐匿,症状轻微,易被其他并存疾病的症状所掩盖而被忽视,但长期持续高速高压的动脉血流会使瘤体进行扩张,瘤壁变薄,一旦破裂将导致无法控制的大出血,危及生命。而临床医生只有在AAA破裂的风险超过AAA介入手术风险的时候才会施加手术<sup>[3]</sup>。AAA的最大直径和生长速度是最常用的衡量其破裂风险的指标,认为当最大直径超过5.5 cm或者膨胀速度大于10 mm/a,就要进行手术。然而临床数据表明很多最大直径小于5.5 cm的AAA依然会发生破裂,破裂比例高达20%,而AAA的膨胀速率是非线性和不可预测的<sup>[4-10]</sup>,所以这两个指标的使用具有一定的局限性。其他形态学的衡量参数,如血栓的体积<sup>[11]</sup>、钙化<sup>[12]</sup>、血栓的生长速度<sup>[13]</sup>、血管壁的刚度<sup>[14]</sup>也都是经验主义的。

有关AAA的血流动力学研究有很多,其中动脉血压、管壁张力、血流及切应力是目前研究的重要参数<sup>[15]</sup>。部分学者从流体力学的角度出发,建立了理想化的流体模型(fluid-only model, FM),研究不同边界条件下的AAA的血流动力学参数差异。Yu等<sup>[16]</sup>和Budwing等<sup>[17]</sup>通过建立理想模型以及实验的方法研究了AAA在稳流和脉动流下的血流、血压、壁剪切力(wall shear stress, WSS)的变化。Morris等<sup>[18]</sup>分析了恒定的、抛物线形的以及生理状态下的3种入口速度所对应的血流动力学参数的变化。Finol等<sup>[19-21]</sup>讨论了双瘤体情形下的血压、血流、WSS和壁剪切力梯度(wall shear stress gradient, WSSG)等参数的分布。由于在一个心动周期内,血压的周期性变化必然会产生AAA血管壁的位移,故血流的变化和血管壁之间是相互耦合的<sup>[2]</sup>。为了更加真实模拟AAA的生理状态,一些学者开始通过

建立理想的和个体病例的流固耦合模型(fluid-structure interaction model, FSIM)来研究AAA的血流动力学参数。Li等<sup>[2]</sup>通过建立理想的FSIM,讨论了不同入口角和分叉角对血流、血压和壁应力的影响。Bluestein等<sup>[22]</sup>通过研究个体病人的FSIM,详细分析了内血栓(intraluminal thrombus, ILT)对AAA破裂的影响。Li等<sup>[23]</sup>的研究表明,ILT会降低AAA的最大壁应力,同时钙化的位置会影响AAA的稳定性。Xenos等<sup>[12]</sup>通过研究个体病例的FSIM发现,AAA破裂的位置和最大壁应力以及最大破裂指数(rupture potential index, RPI)的区域是重合的。Doyle等<sup>[24]</sup>通过个体病例以及实验的方法探讨AAA破裂的位置,同样发现是在壁应力增大的区域而不是AAA最大直径的地方。

虽然FSIM可以更好反映AAA的生理状态,但其数值模拟需要较长的时间和较高的计算机性能要求,而且还需要知道精确的血管壁、血栓以及钙化的材料性能参数。FM的数值模拟则不需要血管壁、血栓以及钙化的材料性能,在很大程度上降低了计算所需的时间;但是FM中使用了较多的简化,在一定程度上可能会影响到结果的准确性。为此,本文通过建立二维的FM和FSIM,对比其血流动力学参数的差异。

## 1 方法

### 1.1 AAA的计算模型

理想化AAA的计算模型尺寸为:入口长度为30 mm、扩张部分长度为80 mm、出口长度为40 mm;入口段和出口段的直径均为20 mm、扩张段的最大直径为50 mm;血管壁的厚度设为2 mm。在FSIM计算时,考虑血管外周对管壁变形的影响,血管外周设置为填充物质,其长度为150 mm,高度的最大值为28 mm,最小值为13 mm。

### 1.2 材料参数

流体区域的血液被设置为均匀、不可压缩的牛顿流体,血液密度 $\rho = 1\ 050\ \text{kg/m}^3$ ,黏度系数 $\mu = 3.5$

$\text{mPa} \cdot \text{s}^{[18]}$ 。血管壁和外周物质采用各向同性、均质的线弹性材料模型,血管壁密度  $\rho = 2\,000\text{ kg/m}^3$ ,弹性模量  $E = 2.7\text{ MPa}$ ,泊松比  $\nu = 0.45^{[25]}$ ;外周物质的密度  $\rho = 2\,000\text{ kg/m}^3$ ,弹性模量  $E = 90\text{ kPa}$ ,泊松比  $\nu = 0.45^{[22]}$ 。

### 1.3 网格划分和边界条件

FM 中的血管壁被设置为无滑移的刚性壁,入口是固定的血流速度,出口是恒定的血压。FM 的网格是规则的四边形,以 Mapped 方式铺满整个流体区域,网格的数目是 4 633。

FSIM 中的血管壁和外周物质均是线弹性的材料模型,入口的流速和出口的血压均是固定值。FSIM 采用四边形以 Mapped 方式铺满整个计算区域,单元的最大尺寸是  $0.649\text{ mm}$ ,最小尺寸是  $19\text{ }\mu\text{m}$ ,流体区域的网格数目是 7 595、血管壁区域的网格数目是 1 960,外周物质区域的网格数目是 21 560。

### 1.4 数值模拟

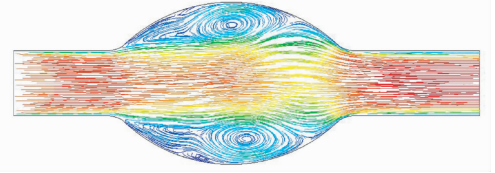
FM 的求解通过 Fluent 6.2.16 实现,在 Fluent 中选择离散求解器,对于压力-速度耦合的求解方式选择 SIMPLE,压力方程选择 Standard,动量方程选择 First Order Upwind。分别讨论入口速度  $v = 0.15$ 、 $0.20$ 、 $0.25\text{ m/s}$ (对应的雷诺数  $Re = 900$ 、 $1\,200$ 、 $1\,500$ )和出口血压  $p = 11.039$ 、 $13.127$ 、 $16.226\text{ kPa}$ 下的血压、壁应力、血管壁的形变以及 WSS 的分布。FSIM 的求解则基于任意拉格朗日-欧拉算法(arbitrary Lagrangian-Eulerian, ALE)开展,通过 COMSOL Multiphysics 4.2 实现求解计算。求解方式分别选用 SPOOLES 和 PARDISO,所采用的预处理算法分别为 Nested dissection 和 Nested dissection multithreaded。

## 2 结果

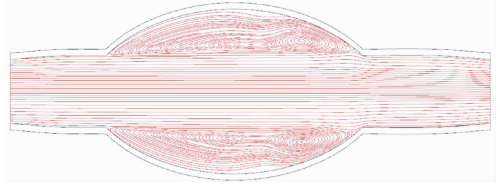
### 2.1 FM 和 FSIM 中的流线和压力分布

图 1 所示为 FSIM 和 FM 在  $v = 0.2\text{ m/s}$  ( $Re = 1\,200$ )时的血流流线分布。可以清楚地看到,血流是平稳的层流,中间区域的速度较大,血管壁附近的流速较小,尤其是在 AAA 扩张段的管壁附近速度几乎是零。在 AAA 的扩张区域两种模型均会出现涡流。但在 FM 中,扩张区域的上、下两部分会分别产生两个尺寸和强度各异的循环区域;而在 FSIM 中,由于血液流动导致的血管壁的弹性扩张,使其涡流

区域会显著大于 FM 的涡流面积,同时涡流的中心会向 AAA 的远端移动。



(a) FM 模型在  $v = 0.2\text{ m/s}$  时的流线图



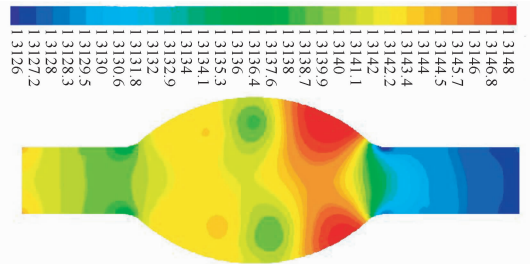
(b) FSIM 模型在  $v = 0.2\text{ m/s}$  时的流线图

图 1 FM 和 FSIM 的速度流线分布

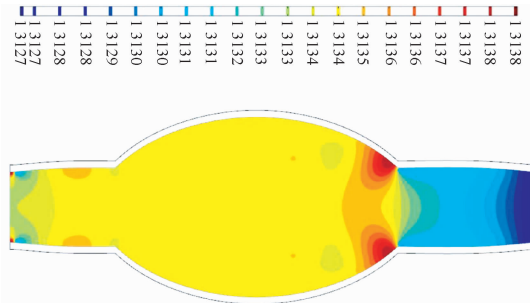
Fig. 1 Distribution of velocity streamline for FM and FSIM

(a) Velocity streamline at  $v = 0.2\text{ m/s}$  for FM, (b) Velocity streamline at  $v = 0.2\text{ m/s}$  for FSIM

图 2 所示为两种模型在出口血压  $p = 13.127\text{ kPa}$  时的压力分布云图。



(a) FM 模型在  $p = 13.127\text{ kPa}$  时的血压分布



(b) FSIM 模型在  $p = 13.127\text{ kPa}$  时的血压分布

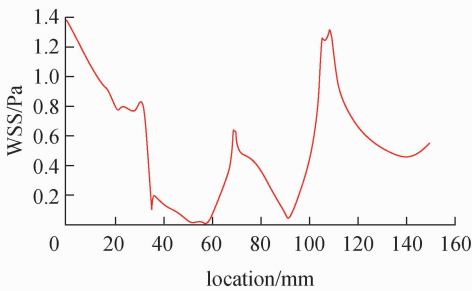
图 2 FM 和 FSIM 的血压分布

Fig. 2 Distributions of pressure for FM and FSIM (a) Pressure distributions at  $p = 13.127\text{ kPa}$  for FM, (b) Pressure distributions at  $p = 13.127\text{ kPa}$  for FSIM

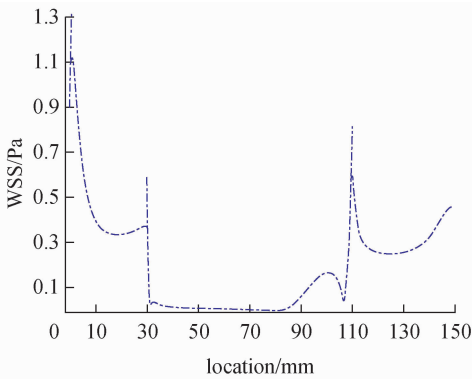
FM 会在 AAA 的扩张远端出现两个显著的压力集中,大小为 13.148 kPa;在强度较大的涡流中心区域也会出现两个压力集中,大小约为 13.137 kPa;而在尺寸较小的循环区域中心则出现两个不是很明显的压力局部集中。对于 FSIM,压力只会在 AAA 的远端出现两个上下对称的局部集中,大小为 13.138 kPa;而 AAA 扩张区域其他部位的压力基本保持在 13.134 kPa 左右不变。

## 2.2 FM 和 FSIM 中的 WSS 变化

两种模型在  $v=0.2\text{ m/s}$  ( $Re=1\ 200$ ) 时的 WSS 变化如图 3 所示。



(a) FM 模型在  $v=0.2\text{ m/s}$  时的 WSS 变化



(b) FSIM 模型在  $v=0.2\text{ m/s}$  时的 WSS 变化

图 3 FM 和 FSIM 的 WSS 变化

Fig. 3 Variation of WSS for FM and FSIM (a) Change of WSS for FM at  $v=0.2\text{ m/s}$ , (b) Change of WSS for FM at  $v=0.2\text{ m/s}$

由图 3 可见,FM 中共产生 4 个大小不一的 WSS 极值,第 1 个极值约为 0.85 Pa,位于瘤体的入口端;第 2 个极值约为 0.2 Pa,处于边界层分离开始的地方;第 3 个极值约为 0.7 Pa,出现在涡流的回贴位置,由于这一位置的血流的方向是反向的,故该处的 WSS 是 1 个负值;第 4 个极值约为 1.3 Pa,位于瘤体远端的附近。相比较于 FM 中的 WSS 变化,

FSIM 中的 WSS 变化没有多大的差异。同样会在入口端的位置出现第 1 个极值,为 0.61 Pa;而在整个 AAA 的扩张区域,WSS 一直都很小,几乎为 0 Pa,只有到了 AAA 的远端位置才会产生第 2 个极值,为 0.18 Pa,这一位置恰是涡流回贴的地点,血流速度会较大;在 AAA 的末端出现第 3 个极值,为 0.83 Pa。

## 2.3 FSIM 中的壁应力和血管壁形变

FSIM 在入口速度  $v=0.2\text{ m/s}$ 、出口血压  $p=13.127\text{ kPa}$  时的 Mises 应力分布如图 4 所示。可以看出,外周物质区域的 Mises 应力几乎不变,而且比较小;血管壁的 Mises 应力会在 AAA 的近端和远端区域出现应力集中,大小在 0.1 MPa 左右。对比 FSIM 中血压和 WSS 的变化,可以发现 AAA 的远端是 WSS、Mises 应力以及血压都比较大的区域,故可以认为,相比较于其他位置,AAA 的远端是最危险的区域。

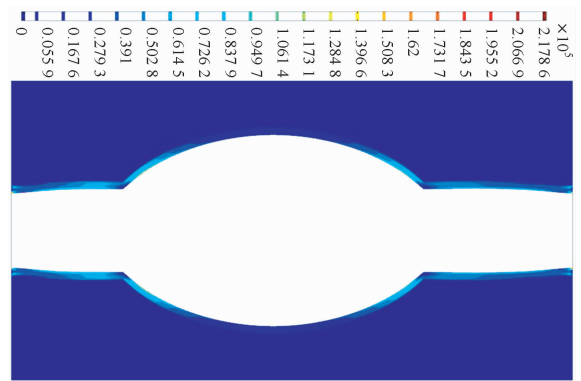


图 4 FSIM 在  $v=0.2\text{ m/s}$ ,  $p=13.127\text{ kPa}$  时的 Mises 应力分布云图

Fig. 4 Distributions of Mises stress for FSIM at  $v=0.2\text{ m/s}$  and  $p=13.127\text{ kPa}$

由于血管壁是线弹性的材料,故血液的流动必然会引发血管壁的扩张。图 5 反映了 FSIM 上壁的变形情况,可以看到变形最严重的区域不是 AAA 直径最大的位置,而是入口末端和出口起始端的附近,分别对应着 1.20 和 1.28 mm 的形变。而在 AAA 直径最大的位置,血管壁的形变只有 0.51 mm。

## 3 讨论

AAA 的高死亡率要求临床医生能够比较准确

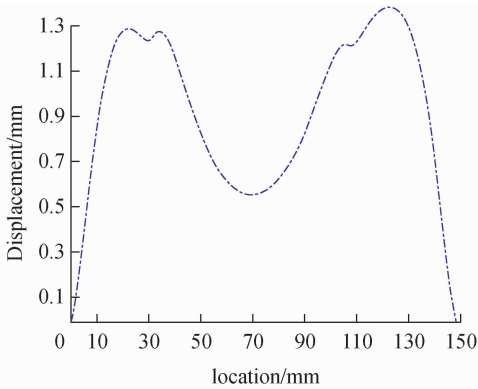


图5 FSIM在 $v=0.2\text{ m/s}$ , $p=13.127\text{ kPa}$ 时血管壁形变量

Fig.5 Deformation of vascular wall for FSIM at  $v=0.2\text{ m/s}$  and  $p=13.127\text{ kPa}$

地判断手术介入的时间<sup>[3]</sup>,目前最常用的指标就是AAA的最大直径,认为大于5.5 cm时就需要做手术。AAA的形成是一个多因素长期相互作用的过程,包括生物因素、生物化学因素以及生物力学因素<sup>[4]</sup>。生物因素和生物化学因素已经被广泛研究<sup>[26]</sup>,然而生物力学的作用机制还需要进一步的探讨。研究人员普遍认为AAA的破裂是由于血管壁受到的作用力超过了血管壁自身的承受极限,个体病例的研究结果表明,采用最大壁应力作为衡量指标,判断结果的准确度要比单独使用最大直径提高12%<sup>[27]</sup>。WSS和涡流强度与AAA的生长和破裂也是密切相关的。高WSS可以破坏内皮细胞,而低WSS会促进AAA的生长<sup>[16]</sup>。AAA的涡流会使得血细胞和血小板的聚集,从而加速ILT的形成。虽然ILT可以一定程度上降低壁应力,提高AAA的稳定性,但是ILT同样会阻碍血液中的营养成分以及氧气向血管壁扩散,使得AAA血管壁变脆弱<sup>[28]</sup>。

对比FM和FSIM的计算结果可以发现,AAA的扩张区域均出现了较大的涡流,而AAA的近端和远端均出现了WSS的极值、血管壁的最大形变以及壁应力的集中。这表明AAA最不稳定的区域并不是瘤体直径最大的位置,而正是AAA的近端和远端。

在对比FM和FSIM的血流动力学参数的过程中,本文用到了一些必要的简化。首先计算的是稳流下的结果,而没有考虑一个心动周期内的速度和血压随时间的变化。其次选用的血管壁和外周物质

的材料模型均是线弹性的,并不能完全真实地反映人体内血管壁和血管壁周围组织的材料性能。在构建FSIM的过程中,还忽略了ILT和钙化的部分。

FM的数值模拟没有考虑血管壁、血栓以及钙化的存在对流体区域的作用,只是单一的考虑血液的流动对压力、WSS等的影响。而相比较于以往的FSIM<sup>[2,25]</sup>,本文所使用的FSIM还考虑了血管周围物质对血管壁形变和Mises应力的影响。对比FM和FSIM的计算结果可以发现,两种模型的血流流线分布、压力分布以及WSS大小有所差异。因此,在研究血管瘤生长与血流动力学的关系时,特别是讨论局部低剪切区域的位置和生长趋势时需要考虑使用FSIM。当然,在研究Mises应力和血管壁形变的时候,必须采用FSIM或者管壁固体模型。

#### 4 结语

两种模型的涡流个数和涡流中心的位置均不一样;相同的入口速度和出口血压下,FSIM得到的WSS要比FM小36%;最大壁应力和血管壁的最大形变量与出口血压呈正相关。在研究血管瘤生长与血流动力学的关系时需要考虑使用流固耦合模型。

#### 参考文献:

- [1] 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.
- [2] Li Z, Kleinstreuer C. Effects of blood flow and vessel geometry on wall stress and rupture risk of abdominal aortic aneurysms [J]. J Med Eng Techn, 2006, 30(5): 283-297.
- [3] Vande Geest JP, Di Martino ES, Bohra A, et al. A biomechanics-based rupture potential index for abdominal aortic aneurysm risk assessment [J]. Ann N Y Acad Sci, 2006, 1085(1): 11-21.
- [4] Li ZY, Sadat U, U-King-Im J, et al. Association between aneurysm shoulder stress and abdominal aortic aneurysm expansion: A longitudinal follow-up study [J]. Circulation, 2010, 122(18): 1815-1822.
- [5] Powell JT, Brown LC, Forbes JF, et al. Final 12-year follow-up of surgery versus surveillance in the UK small aneurysm trial [J]. Brit J Surg, 2007, 94(6): 702-708.
- [6] Lederle FA, Wilson SE, Johnson GR, et al. Immediate repair compared with surveillance of small abdominal aortic aneurysms [J]. N Engl J Med, 2002, 346(19): 1437-1444.
- [7] The UK Small Aneurysm Trial Participants. Mortality results for

- randomised controlled trial of early elective surgery or ultrasonographic surveillance for small abdominal aortic aneurysms. The UK Small Aneurysm Trial Participants [J]. *Lancet*, 1998, 352(9141): 1649-1655.
- [8] Brady AR, Thompson SG, Foeke FGR, *et al.* Abdominal aortic aneurysm expansion [J]. *Circulation*, 2004, 110(1): 16-21.
- [9] Golledge J, Muller J, Daugherty A, *et al.* Abdominal aortic aneurysm: Pathogenesis and implications for management [J]. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 2006, 26(12): 2605-2613.
- [10] Darling RC. Ruptured arteriosclerotic abdominal aortic aneurysms. A pathologic and clinical study [J]. *Am J Surg*, 1970, 119(4): 397-401.
- [11] Hans SS, Jareunpoon O, Balasubramaniam M, *et al.* Size and location of thrombus in intact and ruptured abdominal aortic aneurysms [J]. *J Vasc Surg*, 2005, 41(4): 584-588.
- [12] Xenos M, Rambhia S, Alemu Y, *et al.* Patient based abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction combining clinical visualizing modalities with fluid structure interaction numerical simulations [C]//Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Buenos Aires, Argentina: [s. n.], 2010: 5173-5176.
- [13] Stenbaek J, Kalin B, Swedenborg J. Growth of thrombus may be a better predictor of rupture than diameter in patients with abdominal aortic aneurysms [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2000, 20(5): 466-469.
- [14] Sonesson B, Sandgren T, Lanne T. Abdominal aortic aneurysm wall mechanics and their relation to risk of rupture [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1999, 18(6): 487-493.
- [15] 陆清声, 景在平. 腹主动脉瘤形成机制中血流动力学的作用 [J]. *上海生物医学工程*, 1999, 24(4): 58-60.
- [16] Yu SCM, Chan WK, Ng BTH, *et al.* A numerical investigation on the steady and Pulsatile flow characteristics in axi-symmetric abdominal aortic aneurysm models with some experimental evaluation [J]. *J Med Eng Technol*, 1999, 23(6): 228-239.
- [17] Budwig R, Elger D, Hooper H, *et al.* Steady flow in abdominal aortic aneurysm models [J]. *J Biomech Eng*, 1993, 115(4): 418-423.
- [18] Morris L, Delassus P, Grace P, *et al.* Effects of flat, parabolic and realistic steady flow inlet profiles on idealised and realistic stent graft fits through Abdominal Aortic Aneurysms (AAA) [J]. *Med Eng Phys*, 2006, 28(1): 19-26.
- [19] Finol EA, Amon CH. Blood flow in abdominal aortic aneurysms: pulsatile flow hemodynamics [J]. *J Biomech Eng*, 2001, 123(5): 474-484.
- [20] Finol EA, Amon CH. Flow-induced wall shear stress in abdominal aortic aneurysms: Part I—steady flow hemodynamics [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2002, 5(4): 309-318.
- [21] Finol EA, Amon CH. Flow-induced wall shear stress in abdominal aortic aneurysms: Part II—pulsatile flow hemodynamics [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2002, 5(4): 319-328.
- [22] Bluestein D, Dumont K, De Beule M, *et al.* Intraluminal thrombus and risk of rupture in patient specific abdominal aortic aneurysm-FSI modelling [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2009, 12(1): 73-81.
- [23] Li ZY, U-King-Im J, Tang TY, *et al.* Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm [J]. *J Vasc Surg*, 2008, 47(5): 928-935.
- [24] Doyle BJ, Cloonan AJ, Walsh MT, *et al.* Identification of rupture locations in patient-specific abdominal aortic aneurysms using experimental and computational techniques [J]. *J Biomech*, 2010, 43(7): 1408-1416.
- [25] Leung JH, Wright AR, Cheshire N, *et al.* Fluid structure interaction of patient specific abdominal aortic aneurysms: A comparison with solid stress models [J]. *Biomedical Eng Online*, 2006, 5: 33.
- [26] Choke E, Cockerill G, Wilson WR, *et al.* A review of biological factors implicated in abdominal aortic aneurysm rupture [J]. *Euro J Vasc Endovasc Surg*, 2005, 30(3): 227-244.
- [27] Fillinger MF, Marra SP, Raghavan ML, *et al.* Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter [J]. *J Vasc Surg*, 2003, 37(4): 724-732.
- [28] Vorp DA, Lee PC, Wang DH, *et al.* Association of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm with local hypoxia and wall weakening [J]. *J Vasc Surg*, 2001, 34(2): 291-299.