

文章编号:1004-7220(2009)06-0418-09

基于三维医学影像的脑动脉瘤内血液流动的数值模拟

王盛章¹, 陈家亮¹, 鲁刚², 张晓龙², 丁光宏¹

(1. 复旦大学力学与工程科学系, 上海 200433; 2. 复旦大学附属华山医院介入治疗中心, 上海 200040)

摘要: 目的 利用数值模拟研究具有病人特异性的脑动脉瘤内的血液流动, 为脑动脉瘤的破裂风险的评价和动脉瘤介入栓塞后复发风险的评价提供帮助。方法 从两例脑动脉瘤病人的3D-RA数据中重建动脉瘤几何模型, 血液流变学模型选择假塑性非牛顿流体模型, 利用商用CFD软件Fluent对两例动脉瘤内的血液流动进行数值模拟。结果 数值模拟给出了动脉瘤内的流线图、重要截面上的速度分布图、壁面上的切应力分布和压力分布图。并且绘制了在收缩期时刻动脉瘤颈部和瘤顶部各20个点上的壁面切应力和压力的变化情况。结论 血流动力学因素如流速、压力、壁面切应力、流动对壁面的冲击状况等因素与动脉瘤的生长和破裂密切相关, 而由于脑动脉瘤形态各异、载瘤动脉与动脉瘤体的几何关系复杂, 因此, 具有病人特异性的数值模拟对于研究动脉瘤破裂和复发风险具有重要价值。动脉瘤颈部的壁面切应力的波动的变化规律并不相同, 需要进一步研究壁面切应力的波动与脑动脉瘤生长与破裂之间的定量关系。

关键词: 脑动脉瘤; 病人特异性; 数值模拟; 血流动力学

中图分类号: R318.01; R331.3 **文献标志码:** A

Numerical simulation of blood flow in image-based cerebral aneurysms

WANG Sheng-zhang¹, CHEN Jia-liang¹, LU Gang², ZHANG Xiao-long². (1. Department of Mechanics and Engineering Science, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2. Center of Interventional Therapy, Huashan Hospital Affiliated Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: Objective Simulate the blood flow numerically in patient-specific cerebral aneurysms and help assessing the risks of rupture and reoccurrence of cerebral aneurysms in clinic. **Method** Geometrical models were constructed from three-dimensional rotational angiography data, Herschel-Bulkley non-Newtonian fluid model was chosen for the blood, and the commercial CFD software was employed to simulate the blood flow in the two patient-specific computational models. **Result** The streamlines, the velocity fields in important cross sections, the wall shear stress distribution and total pressure distribution on the aneurysmal wall were obtained. Furthermore, the graphs of wall shear stress and total pressure, at 20 points of the neck and top of each aneurysm respectively, at systolic time, were plotted. **Conclusions** Hemodynamic factors play important roles in the growth and rupture of cerebral aneurysms and patient-specific CFD simulation of blood flow in cerebral aneurysm can make a contribution in studying the hemodynamics in cerebral aneurysms. Distribution of wall shear stress is different from that of unsteady index of wall shear stress at the neck of the aneurysm, and the relationship between the oscillation of wall shear stress and the risks of rupture and reoccurrence of the aneurysm should be studied.

Key words: Cerebral aneurysm; Patient-specific; Numerical simulation; Hemodynamics

收稿日期:2009-03-25; 修回日期:2009-04-20

基金项目:国家自然科学基金(30870707), 上海市自然科学基金(08ZR1401000)

作者简介:王盛章(1976-), 男, 讲师, 研究方向:生物力学建模与数值模拟。

通讯作者:王盛章, Tel: (021) 65642737; Email: szwang@fudan.edu.cn。

脑动脉瘤是动脉壁病理性膨出,而脑动脉瘤破裂是导致颅内出血的最常见病因,其发病急、症状重、无明显先兆、致死率和残率都很高,其首次出血的死亡率接近 40%,再次出血死亡率高达 60% ~ 70%,严重危害人类的健康和生命^[1]。脑动脉瘤主要发生在大脑动脉的分叉或者曲率较大处及其邻近区域,特别是在 Willis 环区域,如前循环的颈内动脉、大脑前动脉或者大脑中动脉分叉处,后循环的椎基底动脉处^[2]。脑动脉瘤一般是囊状的,根据它们和载瘤动脉的位置关系分为侧向瘤和顶端瘤^[2]。

目前治疗动脉瘤的主要方法是外科夹闭或者介入栓塞。介入栓塞就是通过填充弹簧圈阻碍血液在瘤内流动,从而在瘤内形成血栓,使得动脉瘤壁不再受到血流的直接冲击。随着医学影像技术的发展,未破裂动脉瘤的检出率是越来越高。由于动脉瘤破裂导致的颅内出血的后果很严重,故预防性地手术治疗被越来越多地采用。然而,手术治疗本身也存在着风险,而且有时候这种风险甚至超过了动脉瘤破裂的风险^[3]。而且,介入栓塞存在治疗后复发和再出血的风险,特别是栓塞后的动脉瘤残颈存咱再生长和再出血的可能^[3]。因此,最佳的选择就是只对那些破裂风险高的动脉瘤进行治疗并且尽可能降低动脉瘤复发和再出血的可能。然而,判断动脉瘤破裂的风险和栓塞后残颈复发的风险需要对动脉瘤的形成、发展和破裂的机理有非常深入的了解。但是,到目前为止,人们对脑动脉瘤发生、发展和破裂的过程和机理并不是很清楚。

目前,一般认为影响脑动脉瘤生长和破裂的主要因素有:(1)血流动力学因素;(2)瘤壁的生物力学性质;(3)力学生物学因素;(4)颅内环境。对于动脉瘤的破裂,病理学研究认为是血流动力学因素和血管壁生物力学性质相互作用的结果,最终由于瘤壁不能承受血液流动产生的压力的作用而破裂^[4,5]。血流动力学研究也没有证据证明在脑动脉瘤内有特别大的压力使动脉瘤壁在一个纯粹机械作用下发生了材料失效。组织学研究发现,相比于正常动脉血管,动脉瘤的管壁内皮细胞减少、内弹力层退化、中间层变薄^[6]。有关 WSS (wall shear stress, 壁面切应力)在动脉瘤发生、发展和破裂中的重要性已经有很多学者做了研究。高 WSS 被认为是脑动脉瘤发生和生长的主要因素;而动脉瘤的破裂却

和低 WSS 有关^[7]。动脉血管通过管壁内皮细胞上的机械信号感受器将 WSS 信号转换成生物信号,从而调节动脉壁上细胞的功能^[8]。一般认为约 2 Pa 的 WSS 比较适合动脉瘤壁维持其结构,而较低的 WSS 将导致通过细胞凋亡而产生内皮细胞层的退化^[9]。因此,血流动力学因素如血流速度、壁面切应力、压力、粒子驻留时间和血流冲击状况,对脑动脉瘤的生长和破裂起着重要的作用。但是,目前脑动脉瘤血流动力学的在体研究存在诸多困难,首先是测量方法和手段欠缺,其次是体测量非常困难而且对病人存在风险;而采用动物模型研究存在建模周期较长,动物个体差异较大,操作较为复杂,部分方法所致的动脉瘤发生随机率大,建立的动脉瘤从组织学和形态学等方面都与人类动脉瘤有明显差异等问题。另外也有学者采用体外模拟实验的手段进行血流动力学测量,但也会受实验设备性能的局限,尤其是流场成像技术的局限。

随着医学图像三维重建技术和计算流体动力学 (CFD) 技术的快速发展,计算机数值模拟方法已经广泛应用于脑动脉瘤的血流动力学研究中。尤其是这一方法实现的费用低廉,可以反复验算,并且可以随时修改模型中的各项参数。特别是随着大型计算和分析软件的开发和应用,以及计算机运算速度的加快,这一研究途径已经成为脑动脉瘤血流动力学研究的主要手段。利用计算机准确地模拟出脑动脉瘤的血流动力学状态对于制定评价动脉瘤破裂和复发风险的定量标准和介入治疗的术前规划具有重要价值。

温功碧等^[10]建立了一个颅内动脉旁瘤的三维理想模型,然后在血液牛顿流体和血管刚性壁假设下,进行了血流动力学数值模拟,通过分析结果得出最大切应力发生在动脉瘤远端,而颅内动脉瘤的生长和破裂容易在该区域发生。本课题组通过建立具有病人特异性的弹性壁的脑动脉瘤三维模型,数值模拟发现动脉瘤内 WSS 峰值出现于瘤颈远侧壁,同时瘤顶部的 WSS 和血液速度为整个瘤体内最低^[11]。由于动脉瘤内的血液流动速度相对于载瘤动脉内的要慢很多,靠近瘤顶的位置的流动尤其缓慢,在这种情况下血液的非牛顿流体性质就表现的较为明显,而临床发现动脉瘤顶位置是动脉瘤最容易发生破裂的位置,因此,对血液非牛顿流体模型下

的脑动脉瘤内的血液流动和血流动力学参数变化的研究就非常有必要和有意义。

本文将对两例不同类型的脑动脉瘤,分别是大脑颈内动脉侧向瘤(CA1)和大脑前交通动脉顶端瘤(CA2),根据其3D-RA影像建立具有病人特异性的计算模型;在非牛顿流体的血液流变学模型下,对两例动脉瘤内的血液流动进行数值模拟,并计算各种血流动力学参数的分布;然后分析这两种类型的动脉瘤内的血液流动特点以及WSS等参数的分布特点,为脑动脉瘤的介入治疗以及破裂和复发风险的评价提供帮助。

1 方法

1.1 几何模型的重建

利用Phillips的三维螺旋血管造影机(3D-RA)对脑动脉瘤病人的进行180°扫描并获取脑动脉的数字减影图像,然后在3D-DSA工作站上进行图像重建,并通过选择合适的窗口大小截取长有脑动脉瘤的动脉及其分支。利用逆向工程软件Geomagic Studio 9.0读入从3D-DSA获得的动脉瘤三维图像数据并进行光顺,截取等操作,然后保存输入为STL格式的数据文件。利用计算网格划分软件ICEM-CFD10.0读入保存有几何形态数据的STL文件,进行计算网格的划分。网格划分采用非结构化网格的4面体单元,并且保证每个单元的最大边长不超过0.2 mm,然后输出保存为Fluent能够读入的mesh文件。对CA1和CA2划分的计算网格的单元数分别为1 507 070和874 595。

1.2 计算模型的建立

对血液在动脉瘤的流动,根据不可压缩的流体的质量守恒和动量守恒定律,有下面2个控制方程

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$$

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} \quad (1)$$

式中, ρ 为流体密度; \mathbf{v} 为速度向量; p 为压强; $\boldsymbol{\tau}$ 为应力张量并且等于

$$\tau_{ij} = \mu \dot{\gamma}_{ij} \quad (2)$$

其中, μ 为黏度; $\dot{\gamma}_{ij}$ 为应变率张量。对于不可压缩流体,应变率张量可以表示成:

$$\dot{\gamma}_{ij} = \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

如果将血液假设为牛顿流体,则 μ 也是常数。但是,血液事实上是血细胞悬浮在血浆中组成的一种悬浮液,它的黏度和红细胞的压积有关,而且还与切变率有关。尽管有学者研究后认为当血管内径较大($> 1 \text{ mm}$)时,血液可以看作牛顿流体,但是血液在动脉瘤内靠近瘤顶的区域流速非常缓慢,相应的切变率就比瘤颈部等位置低,所以将血液设为非牛顿流体,计算结果应该更精确。非牛顿流体的血液流变学模型有很多,本文选取Herschel-Bulkley模型,则血液表观粘度和切变率之间的关系如下式所示:

$$\mu = k \dot{\gamma}^{n-1} + \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} \quad (4)$$

式中, τ_0 为血液的屈服应力。根据Kim的实验数据和结果^[12],取 $k = 8.9721 \text{ mN} \cdot \text{s}^n / \text{m}^2$, $n = 0.8601$, $\tau_0 = 17.5 \text{ mN/m}^2$ 。血液的密度取 $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ 。

1.3 边界条件的设定

为了便于对2种不同类型的脑动脉瘤的计算结果的比较并且降低由于边界条件不同造成的计算结果的影响,对这2个计算模型选用完全相同的边界条件。入口选用速度边界条件,利用超声多普勒技术(TCD)对某一动脉瘤病人颈内动脉的速度进行测量,得到入口速度波形如图1所示。

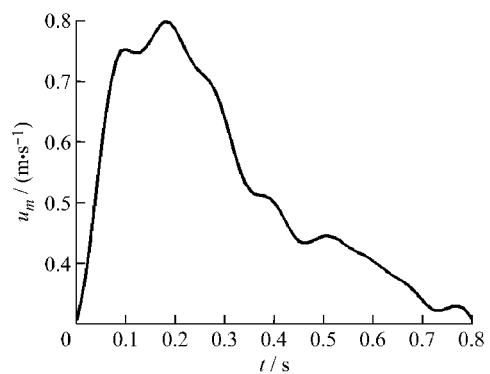


图1 利用TCD测得的入口的平均速度波形

Fig.1 Velocity waveform measured by TCD at inlet

超声多普勒测量得到的是入口平均速度曲线,另外还需获得速度在入口的分布即在入口截面上的速度分布。对于周期性的脉动流,计算模型入口处的Womersley数

$$\alpha = R \sqrt{\rho \omega / \mu} \quad (5)$$

式中, R 为动脉半径; ω 为圆频率; α 反映流动频率、

特征尺度和流体黏度之间的关系。如果年度取血液作为牛顿流体的典型值 $\mu = 4 \text{ mN} \cdot \text{s}/\text{m}^2$, 心动周期取为 0.8 s 即 75 跳/min, 而 2 个动脉瘤载瘤动脉入口处的直径分别为 5.2 mm 和 3.6 mm, 则可以算出这 2 个脑动脉瘤入口处的 Womersley 数约等于 2.2 (CA1) 和 2.8 (CA2)。根据 Womersley 理论并考虑有一个很小的 Womersley 数, 则利用下面公式就可以得到一个直圆管中的速度分布, 利用此公式计算入口截面的速度分布^[12]。

$$u(t, r) = u_m(t) \cdot \frac{3n + 1}{n + 1} \left[1 - \left(\frac{r}{a} \right)^{(n+1)/n} \right] \quad (6)$$

式中, a 为血管入口的半径; n 就是血液 Herschel-Bulkey 模型中 n 的取值。血管壁面选择无滑移条件。出口采用压力边界条件, 出口压力统一设为常数 0。计算区域的操作压取为一个典型的动脉平均压 13 158 Pa, 参考点取在入口的中心位置。此外, 简单计算一下两例动脉瘤入口处的雷诺数

$$Re = \rho v D / \mu \quad (7)$$

式中, ρ 为血液密度; v 为入口平均速度; D 为血管直径; μ 为血液黏度取牛顿流体模型中的黏度。CA1 的入口 $Re = 409 \sim 1\,092$; CA2 的入口 $Re = 252 \sim 672$, 所以入口的流动是层流。

1.4 数值算法

利用商用 CFD 软件 Fluent 6.2 结合 udf(用户自定义函数)对血液是非牛顿流体的脑动脉瘤内的血液的脉动流动进行数值模拟。Fluent 利用有限体积法求解空间离散化的控制方程。在数值算法的具体设定是: 选择层流模型; 求解器设定为分离式和非稳态; 速度和压力的空间离散采用二阶迎风格式和标准格式; 压力-速度耦合的求解选择 PISO 算法; 时间域离散采用一阶隐式格式, 时间步长取为 $\Delta t = 1 \text{ ms}$; 收敛标准为各个速度分量的残差均小于 1×10^{-4} 。计算所用的 HP XW6400 工作站的软硬件配置为: Windows xp 操作系统, Xeon3.0 GHz 双核 CPU, 8 GB 内存。对 2 个心动周期的脉动流动进行完整的数值模拟, 取第二个周期的结果作为计算结果。CA1 和 CA2 计算所花费的 CPU 时间分别是: 40 h 和 28 h。

2 结果

图 2 所示为收缩期时刻 ($t = 0.2 \text{ s}$) 两例脑动脉

瘤内的流线和速度分布。其中流线的颜色代表速度的大小, 可以看到两例动脉瘤顶部的速度明显变缓慢。在 CA1 的流线图中, 由于入口动脉是个弯曲管, 故流线呈螺旋线状; 在瘤颈部分, 看到由于动脉曲率变化很大, 所以流动非常复杂, 部分血流直接流入下游血管, 还有一部分血流从瘤颈远心端流入瘤内; 瘤内的血流大部分从下游的载瘤动脉的流出, 还有很少的一部分从动脉瘤壁面上的小分支动脉流出; 载瘤动脉的出口部分存在分叉, 由于分叉角度很大 ($> 120^\circ$), 故从偏向右上方的分支动脉中流出的血流较少, 而从左前方分支动脉流出的血流较多, 而且流线图中所示的速度的最大值也出现在该区域。在 CA2 的流线图中, 由于入口动脉基本上是个直管, 故流线基本上呈直线状; CA2 动脉瘤上端还有一个子瘤, 但是子瘤内流入的血液很少而且流速也非常缓慢; 瘤颈部存在 2 个下游动脉, 血液有一小部分直接从 2 个下游血管中流出, 大部分从瘤颈部的远心端流入动脉瘤内再从这 2 个下游动脉流出, 此流线图中速度的最大值出现在瘤颈部的流入道附近。

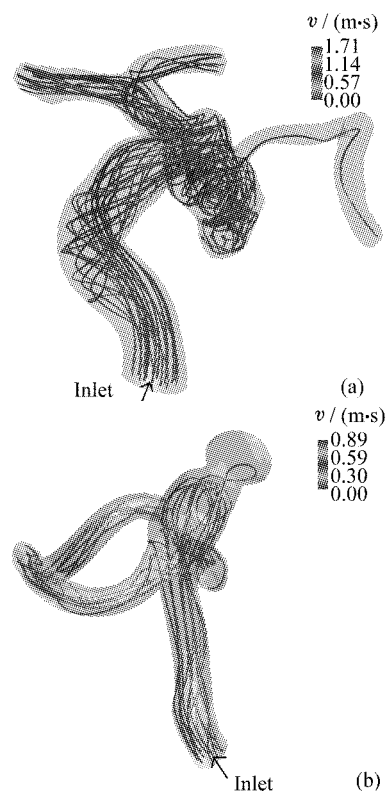


图 2 收缩期时刻两例动脉瘤内的流线图 (a) CA1, (b) CA2

Fig.2 Streamlines in the two cerebral aneurysms at systolic instant (a) CA1, (b) CA2

为了进一步观察动脉瘤颈部的流动情况,在CA1和CA2的瘤颈部分别取两个截面并显示截面上的速度分布。图3所示为CA1截面上收缩期时刻和舒张期时刻的速度分布,图4所示为CA2截面上收缩期时刻和舒张期时刻的速度分布,其中颜色越趋于蓝色代表速度越大,越趋于红色代表速度越小。在图3(a)是收缩期时刻CA1颈部截面上的速度分布,流入动脉瘤内的血液都是从远心端流入(流入道,图中的靠右部分),从近心端流出(流出道,图中的靠左下部分);可以看到流入和流出道的速度值比中间大得多;在血液的流出道存在一个涡流;由于在动脉瘤壁的流入道附近有一个小的动脉出口分支,有一小部分血液会从该分支流出,所以在左上形成一个涡流。图3(b)是舒张期时刻CA1颈部截面上的速度分布,与图3(b)相比,速度值显著减小,但是流动规律与图3(a)相似。图4(a)是收缩期时刻CA2颈部截面上的速度分布,血液从远心端流入瘤内,然后从两侧的下游动脉血管中流出,可

以看到流入道(图中靠右部分)的速度值比其他区域高,而由于血液从两侧分支动脉中流出,所以在上下两侧靠近流出血管的地方出现2个涡流。图4(b)是舒张期时刻CA2颈部截面上的速度分布,其分布规律与图4(a)相似,只是速度值显著减小。

图5所示为收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b),CA1壁面切应力(WSS)的分布。图5(a)与图5(b)中的WSS分布非常相似,只是舒张期时刻的WSS比收缩期时刻显著减小,可以看到在动脉的入口和出口段以及动脉瘤的顶端位置的WSS较小,而动脉瘤的颈部和动脉的分叉处WSS较大。图6所示为收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b),CA2壁面切应力(WSS)的分布。图6(a)与图6(b)中的WSS分布非常相似,只是舒张期时刻的WSS比收缩期时刻显著减小,可以看到在动脉瘤顶端和子瘤的顶端WSS较小,而WSS较大的区域是在动脉瘤的颈部和载瘤动脉的根部。



图3 CA1的瘤颈部截面上的速度场图 (a)收缩期时刻,(b)舒张期时刻

Fig.3 Velocity fields on cross section at the necks of CA1

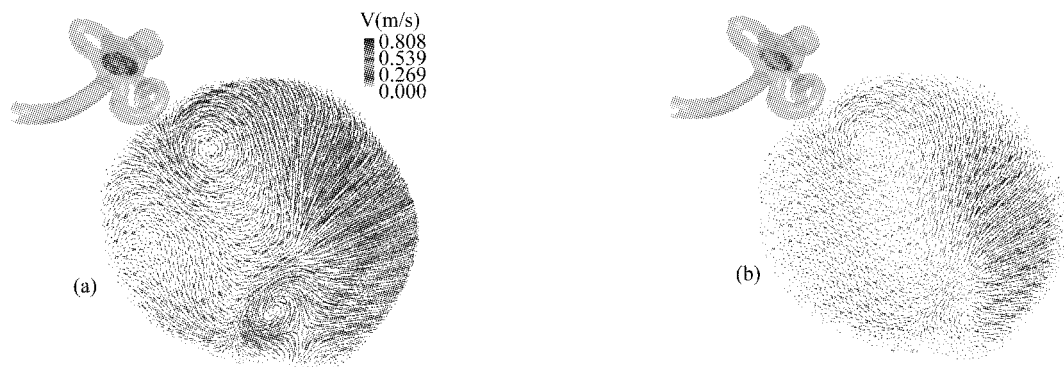


图4 CA2的瘤颈部截面上的速度场图 (a)收缩期时刻,(b)舒张期时刻

Fig.4 Velocity fields on cross section at the necks of CA2

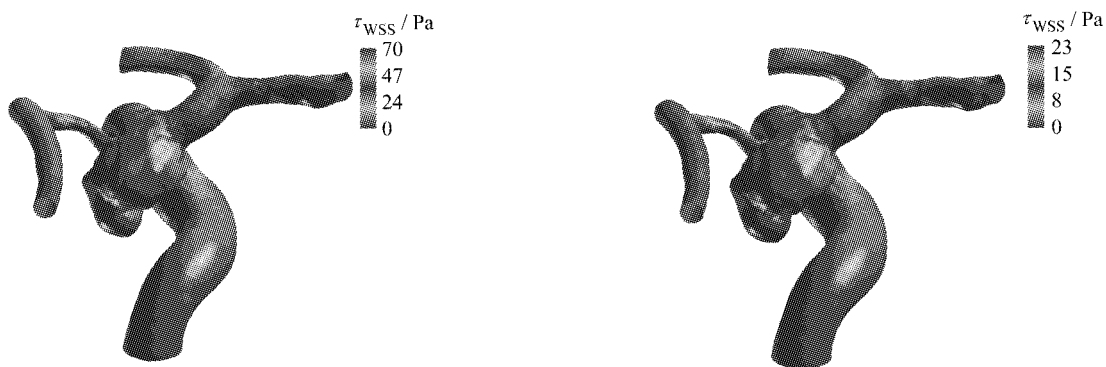


图5 CA1 壁面切应力 (WSS) 分布 收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b)

Fig.5 Distributions of WSS on CA1 at systolic instant (a) and at diastolic instant (b)

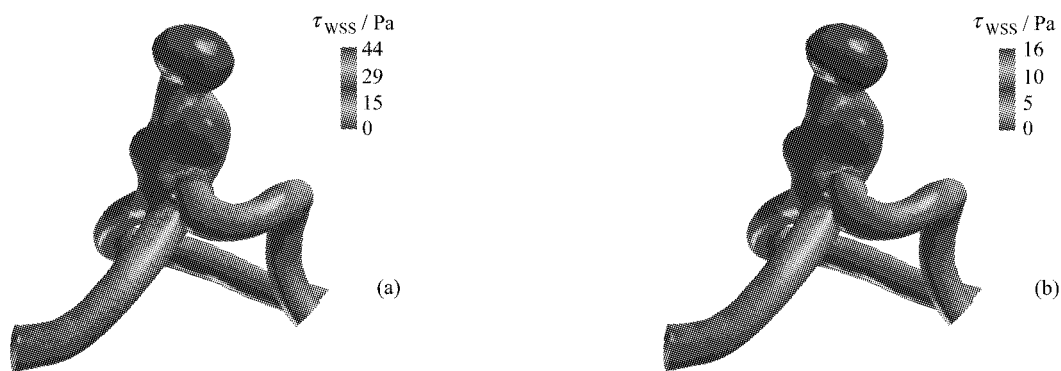


图6 CA2 壁面切应力 (WSS) 分布 收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b)

Fig.6 Distributions of WSS on CA2 at systolic instant (a) and at diastolic instant (b)

图7所示为收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b), CA1 瘤壁面上的压力 (Total Pressure) 的分布。图8所示为收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b), CA2 瘤壁

面上的压力 (Total Pressure) 的分布。可以看到 CA1 和 CA2 中载瘤动脉壁面上的压力随着血液的流动方向逐渐下降, 而动脉瘤壁面上的压力无显著变化。

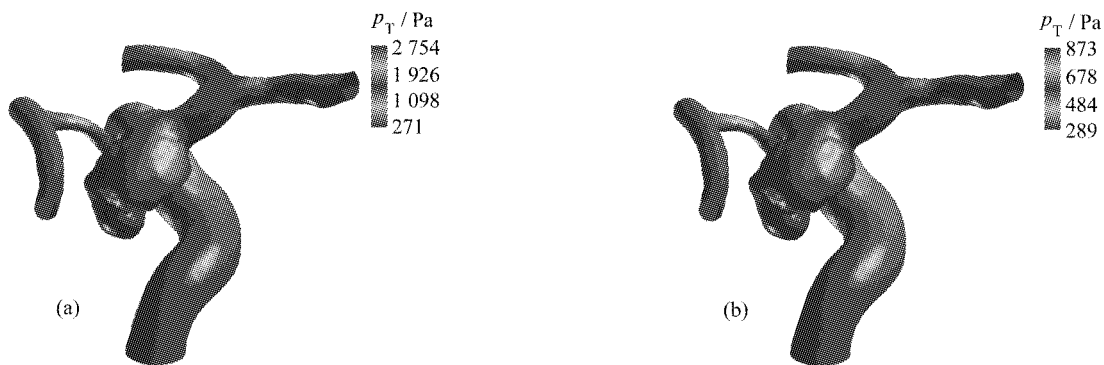


图7 CA1 壁面压力分布 收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b)

Fig.7 Distributions of total pressure on CA1 at systolic instant (a) and at diastolic instant (b)

在脑动脉瘤的颈部和顶部各取 20 个点 (具体位置见图9), 将收缩期时刻这些点上的 WSS 和总压分别绘图, 如图 10 和 11 所示。图 10(a) 为在 CA1 瘤颈部和瘤顶部 20 个点上的 WSS 的大小, 图

10(b) 为压力的大小, 由图 10 可见, 顶部的 WSS 明显比颈部的小, 而颈部和顶部的总压力大小相差不多。图 11(a) 为在 CA2 瘤颈部和瘤顶部 20 个点上的 WSS, 图 11(b) 为压力的大小, 由图 11 可见颈部

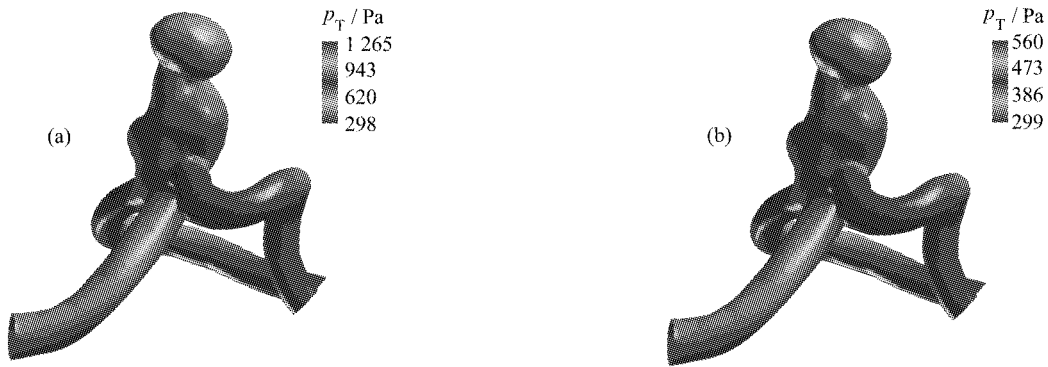


图8 CA2 壁面压力分布 收缩期时刻(a)和舒张期时刻(b)
Fig.8 Distributions of total pressure on CA2 at systolic instant (a) and at diastolic instant (b)

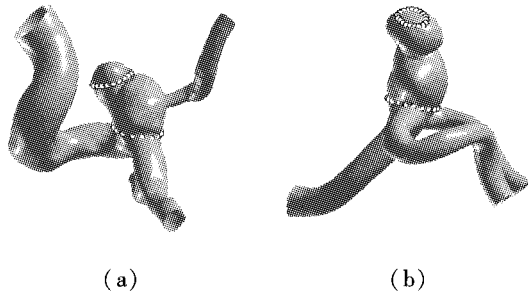
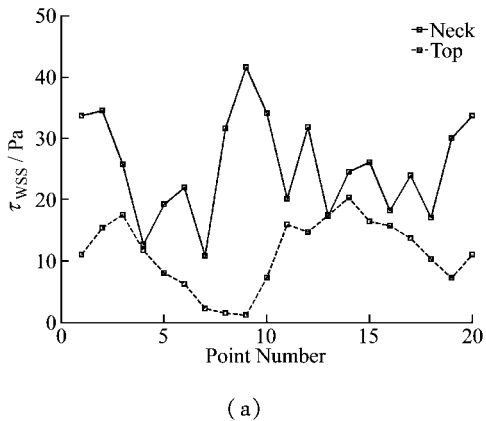


图9 颈部和顶部取点示意图 (a)CA1,b:CA2
Fig.9 Illustrations of selected points at the necks and tops of CA1 (a) and CA2 (b)

的WSS明显比瘤顶部的大,而且瘤颈部WSS的不均匀性也比瘤顶部的大,但是颈部和顶部的压力值相差不是很大,只是颈部的压力值的不均匀性比顶部要大一些。

3 结论和讨论

CA1和CA2分别是颈内动脉侧向瘤和基底动



脉顶端瘤,它们在载瘤动脉的几何形态、动脉瘤和载瘤动脉的拓扑结构等方面显著不同,所以造成了流场形态和血流动力学参数分布的显著差异。由于CA1的入口动脉是弯管,故存在显著的二次流从而产生螺旋状流线;而CA2入口动脉基本上是直管,所以没有二次流。两例动脉瘤的瘤内的流动更加复杂,在CA1内,绝大部分血液从瘤颈的远心端流入瘤内再从近心端流出从而在瘤内形成很强烈的涡流;而CA2的两侧存在2个下游动脉,血液从远心端流入,再从2个下游动脉流出,所以在瘤内靠近下游动脉附近形成2个较强的涡流。在临床上,对脑动脉瘤的进行介入栓塞治疗的医生的经验和技術对栓塞的质量和费用有很重要的影响,而了解血液在瘤内的流动状况对介入栓塞会有很大的帮助:当医生用导管在动脉瘤内释放弹簧圈时应该尽量远离速度较快的流入道和涡流较为强烈的出口附近区域,而尽量选择在校内的中间位置,这样导管受到的血

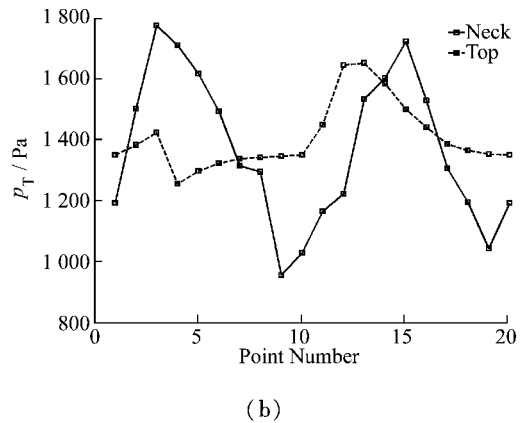


图10 CA1 瘤颈部和瘤顶部各20个点上的WSS和压力的大小 (a)WSS值图,(b)压力值图
Fig.10 WSS (a) and total pressure (b) at 20 points of neck and top respectively of CA1

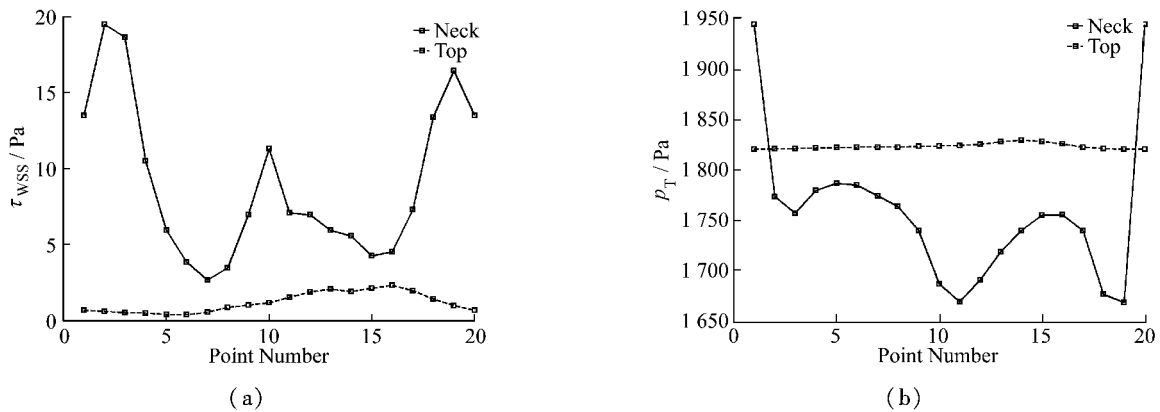


图 11 CA2 瘤颈部和瘤顶部各 20 个点上的 WSS 和压力的大小 (a) WSS 值图, (b) 压力值图
 Fig.11 WSS (a) and total pressure (b) at 20 points of neck and top respectively of CA2

流冲击较小,便于医生按自己的设想释放弹簧圈。

有研究认为, WSS 的分布与动脉瘤的生长和破裂密切相关,高 WSS 导致动脉瘤的生长,低 WSS 容易使动脉瘤破裂^[8,13]。从本文的计算结果可以看到,无论是 CA1 还是 CA2, WSS 最大值总是出现在瘤颈位置和血管分叉的位置;而 WSS 的最小值总是出现在动脉瘤的顶部或者是动脉瘤子瘤的顶部,而这与临床上发现的有子瘤的动脉瘤在子瘤处容易

破裂也相一致。为了进一步研究在一个完整的心动周期内动脉瘤颈部壁面切应力和压力的波动情况,选取 CA2 作为研究对象。从 CA2 颈部取出 4 个点(在前面定义的 20 个点中的编号分别是 1, 5, 10, 15), 将它们 WSS 和压力随时间的变化情况绘图,如图 12 所示。这 4 个点的 WSS 和压力随时间的变化规律与入口的速度曲线接近,基本上都是在 0.2 s 时刻(就是收缩期时刻)达到最大值,然后逐渐降低。

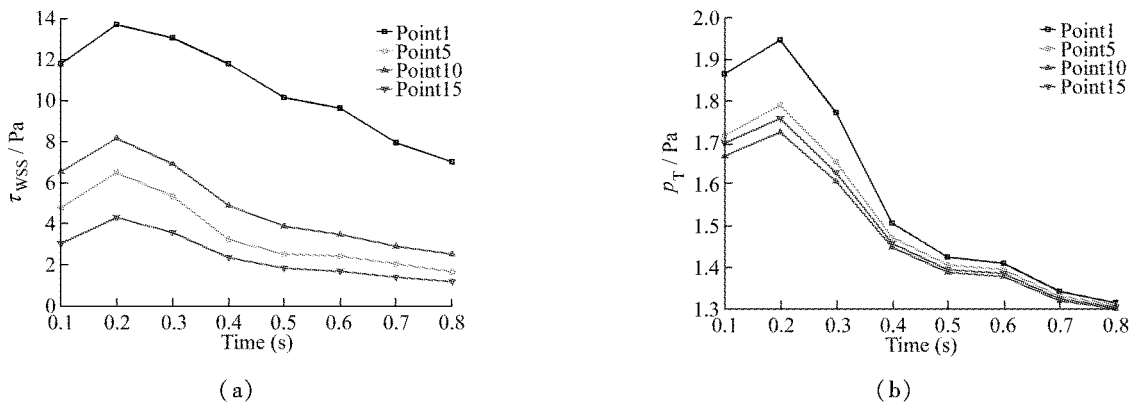


图 12 CA2 瘤颈部 4 个点的 WSS (a) 和压力 (b) 随时间的变化
 Fig.12 Temporal variations of WSS (a) and total pressure (b) at 4 points of the aneurismal neck of CA2

因为有学者认为壁面切应力和压力的波动与动脉瘤的破裂和生长密切相关^[14],为了进一步定量考察 WSS 和压力随时间的波动情况,定义了切应力脉动因子(UIS, unsteady index of shear):

$$UIS = \frac{\tau_{max} - \tau_{min}}{\tau_{mean}}$$

其中 τ_{max} 、 τ_{min} 和 τ_{mean} 为一个心动周期内某一点上 WSS 的最大值、最小值和平均值,并且 $\tau_{mean} =$

$\frac{\int_0^T \tau(t) dt}{T}$, T 代表一个心动周期,用于定量的研究瘤颈部壁面切应力的波动情况。类似地,定义压力脉动因子(UIP, unsteady index of pressure):

$$UIP = \frac{P_{max} - P_{min}}{P_{mean}}$$

这样就可以利用 UIS 和 UIP 来定量研究 WSS 和压力随时间的波动情况,如图 13 所示。图 13 (a) 中

UIS 值的变化是从 0.6 ~ 1.5, 在 20 个点上的差异也较大, 尽管在编号 1 的点上的 WSS 是最大的, 但是它的 UIS 却是最小的, 而尽管编号 5 的点上的 WSS 较小, 但是它的 UIS 达到最大。图 13(b) 中 UIP 值的波动范围从 0.25 ~ 0.40, 在各点上它的值都比 UIS 的值小很多, 而且变化规律也与 UIS 不同。这

说明 WSS、UIS 和 UIP 的变化规律并不一致, 而为了研究 UIS 和 UIP 与动脉瘤的破裂与生长相关性, 需要分别将 WSS、UIS 和 UIP 与动脉瘤生长和破裂之间的关系利用统计学方法进行研究和分析, 这部分研究将在我们的今后的工作中进行。

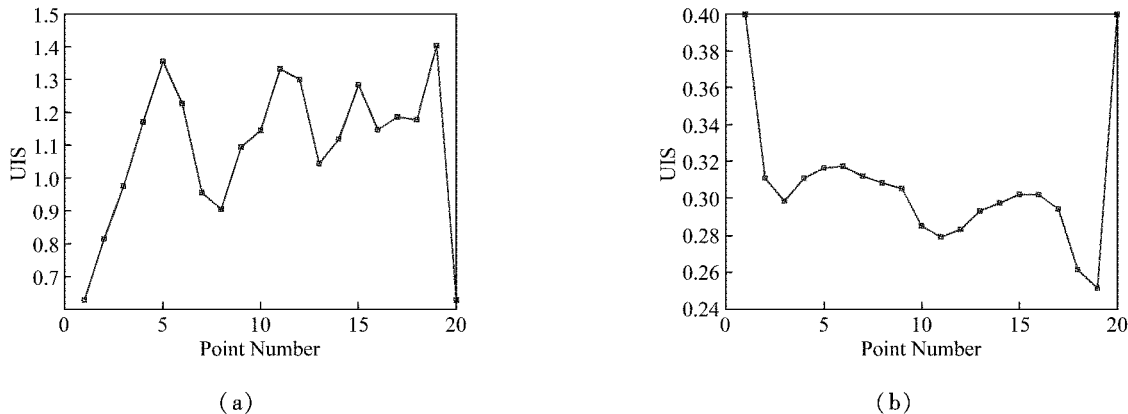


图 13 CA2 瘤颈部 20 个点的 UIS(a) 和 UIP(b)

Fig.13 UIS (a) and UIP (b) at 20 points of the neck of CA2

参考文献:

- [1] The CARAT Investigators. Rates of delayed rebleeding from intracranial aneurysms are low after surgical and endovascular treatment[J]. *Stroke*, 2006, 37: 1437-1442.
- [2] 黄庆, 李铁林, 凌锋. 颅内动脉瘤血流动力学[J]. *国外医学脑血管疾病分册*, 2004, 12:768-770.
- [3] Vega C, Kwoon JV, Lavine SD. Intracranial aneurysms: current evidence and clinical practice[J]. *American Family Physician*, 2002, 66: 601-608.
- [4] Sforza DM, Putman CM, Cebra JR. Hemodynamics of cerebral aneurysms[J]. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 2009, 41: 91-107.
- [5] Humphrey JD, Taylor CA. Intracranial and abdominal aortic aneurysms: similarities, differences, and need for a new class of computational models[J]. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2008, 10: 221-246.
- [6] Schievink WI. Intracranial aneurysms[J]. *The New England Journal of Medicine*, 1997, 336: 28-40.
- [7] Chatziprodromou I, Tricoli A, Poulikakos D, et al. Haemodynamics and wall remodeling of a growing cerebral aneurysm: a computational model[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40: 412-426.
- [8] Shojima M, Oshima M, Takagi K, et al. Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm computational fluid dynamics study of 20 middle cerebral artery aneurysms[J]. *Stroke*, 2004, 35: 2500-2505.
- [9] Pentimalli L, Modesti A, et al. Role of apoptosis in intracranial aneurysm rupture[J]. *Journal of Neurosurgery*, 2004, 101: 1018-1025.
- [10] 温功碧, 李俊修, 陈伟. 颅内动脉旁瘤的血液动力学的三维数值模拟[J]. *北京大学学报(自然科学版)*, 2003, 39(5): 649-654.
- [11] Chen JL, Wang SZ, Ding GH, Yang XJ, Li HY. Patient-specific blood fluid dynamic simulations in assessing endovascular occlusion of intracranial aneurysms[J]. *Journal of Hydrodynamics*, in press.
- [12] Valencia A, Zarate A, Galvez M, Badilla L. Non-Newtonian blood flow dynamics in a right internal carotid artery with a saccular aneurysm[J]. *International Journal of Numerical Methods in Fluids*, 2006, 50: 751-764.
- [13] Cebra JR, Castro MA, Burgess JE, Pergolizzi RS, Sheridan MJ, Putman CM. Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models[J]. *American Journal of Neuroradiology*, 2005, 26: 2550-2559.
- [14] Valencia A, Botto S, Sordo J, Galvez M, Badilla L. Comparison of haemodynamics in cerebral aneurysms of different sizes located in the ophthalmic artery[J]. *International Journal of Numerical Methods in Fluids*, 2007, 53: 793-809.