

DOI:10.3724/SP.J.1008.2010.00233

弹性颅内动脉瘤的数值模拟分析

卢海涛¹, 黄清海¹, 刘建民^{1*}, 陈家亮², 王盛章²

1. 第二军医大学长海医院神经外科, 上海 200433

2. 复旦大学力学与工程科学系, 上海 200433

[摘要] **目的** 探讨弹性颅内动脉瘤血流动力学变化, 分析动脉瘤壁的力学特点对其的影响。**方法** 结合数字减影血管造影(DSA)影像, 借助计算流体力学(CFD)有限元方法的软件, 采用计算流体-固体耦合分析, 研究颅内动脉瘤弹性壁模型中的血液流动和管壁运动的相互耦合过程, 及其对血流动力学数值模拟结果的影响。**结果** 弹性壁时动脉瘤形态发生改变, 动脉瘤和载瘤动脉的夹角也发生改变, 使射入流在动脉瘤内的流场分布和壁面剪应力在动脉瘤壁表面分布受到影响。**结论** CFD数值模拟能直观反映动脉瘤的血流动力学特点; 为了更好地进行颅内动脉瘤血流动力学参数的定量分析, 应该采用更为准确的弹性壁模型。

[关键词] 颅内动脉瘤; 血流动力学; 计算流体力学; 流体-固体耦合

[中图分类号] R 743 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2010)03-0233-05

Numerical simulation in analysis of hemodynamic changes in intracranial aneurysm with elastic wall

LU Hai-tao¹, HUANG Qing-hai¹, LIU Jian-min^{1*}, CHEN Jia-liang², WANG Sheng-zhang²

1. Department of Neurosurgery, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200433, China

2. Department of Mechanics and Engineering Science, Fudan University, Shanghai 200433, China

[Abstract] **Objective** To use numerical simulation for analyzing hemodynamic changes in intracranial aneurysm with elastic wall, and to analyze the effect of mechanical properties of the aneurysm wall on the hemodynamic changes. **Methods** Based on the DSA images of a patient with multi-intracranial aneurysm, the numerical simulation of the hemodynamics of the elastic intracranial aneurysm was processed using a software of finite element method of computational fluid dynamics(CFD) and the computational fluid-structure interaction analyses. We also investigated the effect of the coupling of hemodynamics and aneurysm wall movement. **Results** The morphology of the elastic aneurysm underwent deformation, and the angle between aneurysm and parent artery also changed, affecting the inflow jet dispersed into the flow field of aneurysm and the distribution of wall shear stress on the surface of aneurysm. **Conclusion** The numerical simulation of CFD can directly reflect the hemodynamic characteristics of aneurysms. More accurate elastic wall aneurysm model is needed to improve the quantitative analysis of the hemodynamics of intracranial aneurysms.

[Key words] intracranial aneurysm; hemodynamics; computational fluid; fluid-structure interactions

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2010, 31(3):233-237]

颅内动脉瘤是造成自发性蛛网膜下隙出血(SAH)的最常见原因。颅内动脉瘤是血管壁的病理性膨出, 常发生在 Wills 环的动脉分叉处。它最严重的并发症是动脉瘤破裂和颅内出血, 有较高的病死率和致残率。颅内动脉瘤治疗困难, 破裂前常无明显症状。提高神经影像学检查水平能更多发现未破裂动脉瘤。由于动脉瘤破裂引起的蛛血或脑内血

肿预后较差, 预防性介入治疗越来越被认为是最佳治疗选择。

血流动力学因素在动脉瘤形成、生长、破裂以及其自然转归等方面起重要作用, 而进行在体研究存在许多困难。因此, 采用体外模型的方法研究动脉瘤血流动力学是当前的主要研究手段。基于计算流体力学有限元法的数值模拟技术, 通过结合专业软

[收稿日期] 2009-07-22 **[接受日期]** 2009-12-02

[基金项目] 上海市自然科学基金(08ZR1404200), 上海市优秀学科带头人计划(07XD14026). Supported by Natural Science Foundation of Shanghai Municipal Government (08ZR1404200) and Program of Shanghai Chief Scientist Plan(07XD14026).

[作者简介] 卢海涛, 博士, 主治医师. E-mail: luhai_tao@sina.com

* 通讯作者(Corresponding author). Tel: 021-81873446, E-mail: liu118@vip.163.com

件,能够在体外对位置和形态迥异的动脉瘤内血液流动行为进行数值模拟,反映载瘤动脉及瘤内的血流动力学特征。我们应用支架辅助弹簧圈技术彻底治愈了1例颅内多发动脉瘤患者,并根据其数字减影血管造影(DSA)的影像资料,采用流固耦合的数值模拟技术对其血流动力学变化进行研究,现报告如下。

1 资料和方法

1.1 患者资料 患者女性,52岁,因“突发意识不清”来院,头颅CT检查提示“广泛蛛网膜下隙出血,鞍上池、左侧外侧裂均可见高密度影”。头颅CT血管造影(CTA)检查提示“左侧颈内-后交通动脉瘤”;DSA检查提示左侧颈内动脉床突段双侧壁各有一囊性动脉瘤,进行三维重建后见2个动脉瘤分别指向外下方和内上方,其中指向外下方的动脉瘤为后交通动脉瘤,指向内上方的动脉瘤为C2段动脉瘤。我们使用支架辅助弹簧圈栓塞术(1枚Complex弹簧圈4/10、Helical弹簧圈2/4、2/3各一枚、Neuroform支架3.5/20)治疗后交通动脉瘤,C2段动脉瘤支架同时覆盖。半年后复查见左侧后交通动脉瘤支架辅助弹簧圈栓塞术后改变,支架完全覆盖瘤颈,瘤体致密栓塞。

1.2 数值模拟软硬件设备 DELL T5400工作站(Dell,美国),CPU Intel Xeon X5260 3.33 GHz,内存16 GB DDR2,硬盘300 GB,操作系统为Windows XP Professional 64位。主要软件:本研究中所应用的基于计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)软件,包括3DMAX 8.0(Autodesk,美国),GEOMAGIC STUDIO 9.0(Geomagic,美国),ANSYS ICEM CFD 10.0(ANSYS,美国),ANSYS CFX 11.0(ANSYS,美国)。

1.3 操作步骤 在Philips FD20 DSA机的3D工作站中,在患者原始3D影像上使用3DMAX 8.0和GEOMAGIC STUDIO 9.0,采集VRML格式文件,转换为STL格式文件后重建新的三维影像,借助ANSYS ICEM CFD 10.0进行网格划分。基本方程是不可压缩流体连续性方程和Navier-Stokes方程。颅内动脉瘤雷诺数(Re数)在600~700,接近层流。血液假设为牛顿性流体,取血液黏性系数为0.004 Pa/s,血液密度为1 060 kg/m³。管壁采用两种边界条件:固壁边界条件下设定瘤壁两端是固支,并且瘤壁是厚度均匀的壳结构;弹性壁条件下将入

口边界设为速度入口(利用超声多普勒技术测量颈内动脉处血流速度),出口边界为脉动压出口。同时满足无滑移条件,非定常的条件下采用ANSYS CFX 11.0进行分析。在流固耦合(fluid solid interface, FSI)分析技术中,固液的网格划分采取不同的方式来划分。运用ANSYS ICEM CFD 10.0软件对流体部分进行CFD单元划分,运用Ansys Workbench对瘤壁部分进行FEM单元划分。以步长为0.002 s、400步进行一个心动周期的叠代,显示瘤壁一个周期内血流速度及剪应力分布。

2 结果

2.1 弹性颅内动脉瘤的形态学特征 如图1示,从血管形态学来看该患者为左侧后交通动脉瘤和同侧C2段动脉的多发动脉瘤,两者形状均不规则,前者体积较大,且瘤体弯曲如靴形,瘤深4.12 mm,瘤颈宽2.74 mm,瘤最宽颈5.68 mm;后者体积小,但瘤颈相对较宽,瘤深2.0 mm,瘤颈宽0.8 mm,瘤最宽颈2.52 mm。



图1 动脉瘤的3D影像

Fig 1 3D DSA image of the cerebral aneurysm

2.2 弹性颅内动脉瘤数值模拟的血流动力学特征 图2为血液流线图(各种颜色代表不同部位的流动速度,单位为m/s),两个动脉瘤血流均从瘤颈远侧流入瘤内(箭头为血流方向),并在瘤内形成多个方向不同的涡流,后交通动脉瘤由于瘤体较大,流入的血流量多,速度较C2段动脉瘤快,但瘤顶处流速缓慢。血流在后交通动脉以远,大脑前和大脑中动脉分叉之前,血管缩窄形成一段高速血流。

图3A、3B分别为弹性壁、刚性壁情况下壁面剪应力分布图。无论对于刚性壁或弹性壁,壁面剪应力(WSS)分布趋势相同。载瘤动脉上的平均WSS值要大于动脉瘤的WSS值,而且由于涡流的加速作

用,动脉瘤表面高 WSS 区域为靠近动脉瘤颈部附近,而低 WSS 基本上出现在动脉瘤的顶部,而这里也是动脉瘤的易破裂区域。分别在不同瘤顶区域(体积较大的 a 区和体积较小的 b 区,见图 2)比较两种情况下的差别,发现刚性壁情况下区域 a 的整体瞬时剪应力(1.04 Pa)要大于弹性情况时(0.93 Pa),刚性壁情况下区域 b 的 WSS(0.28 Pa)也大于弹性壁时(0.26 Pa),区域 b 变化幅度绝对值(0.02 Pa,为弹性壁时的 7.6%)相对小于区域 a 的变化幅度(0.11 Pa,为弹性壁时的 11.8%)。说明刚性壁时动脉瘤的 WSS 要大于弹性壁情况,而体积较大的后交通动脉瘤 WSS 的变化幅度大于 C2 动脉瘤。

图 4 为位移图,显示了动脉瘤壁在收缩期的变形情况,图中虚影为变形前,实体为变形后,箭头所示为后交通动脉瘤。结果表明,刚性壁时动脉瘤无变形,而弹性壁时两个动脉瘤都有变形,变形程度存在差别。后交通动脉瘤变形程度要大于 C2 动脉瘤,最大变形出现在后交通动脉瘤顶附近。变形程度从瘤顶开始沿着瘤壁依次递减,但动脉瘤区域包括瘤颈和相邻的载瘤动脉的位移都要强于载瘤动脉的其余血管段。计算一个心动周期内的动脉瘤位移,发现动脉瘤壁在整个计算模拟都扩张,尽管程度不同,在心室收缩期末达到的最大位移是 0.358 mm,仅是动脉直径的 8.1%。变形程度虽小,却对 WSS 分布有影响。

图 5 为弹性壁的等效力图,从整体情况看动脉瘤区域等效力与载瘤动脉相比分布欠均匀,动脉瘤表面高低等效力交替分布,最大等效力出现在后交通动脉瘤的瘤体中部,为 7.964×10^5 Pa,最小等效力 1 738.8 Pa。

图 6 是动脉瘤截面图,反映了后交通动脉瘤流场的情况。根据流线选取与流线主轴的平行切面(图 6A、6B),血流冲击动脉瘤颈部后进入瘤内,沿着动脉瘤壁,经过动脉瘤的中心,在靠近动脉瘤颈区域形成一个涡流。整体比较,动脉瘤内的流速明显小于载瘤动脉内的流速,而且越是靠近瘤顶端,流速越小,同样 WSS 亦降为最低。这与临床上观察到动脉瘤靠近瘤顶部分出现造影剂滞留现象是一致的。比较弹性壁(图 6C)和刚性壁(图 6D)时的情况,可以看出刚性壁时射入流速度快,射入流几乎占据瘤颈大半,冲击域大,相应的 WSS 也高,而弹性壁射入流窄,冲击域小。图 6E、6F 为相应的瘤颈截面,显示刚性壁时进入瘤颈的血流速度的冲击要大于弹性

壁时。

3 讨论

血流动力学因素在颅内动脉瘤的发生、发展、转归过程中起着重要作用。针对不同动脉瘤病例的个体化差异,开展动脉瘤破裂与预防的血流动力学模型研究,借助数值模拟,分析颅内动脉瘤形成、生长、破裂的力学机制,为临床治疗方案提供理论依据,将具有重要的现实意义和社会价值。

以往国内的流体力学研究主要是利用基于医学影像的二维血流动力学数值模型和基于三维 CAD 模型的数值模拟^[1-3]。国外的三维模拟发展迅速,基本上是脉动流的颅内动脉瘤血流动力学三维数值模拟^[4-6]。普遍认同动脉瘤和载瘤血管的空间位置关系以及两者几何形状对动脉瘤的血流动力学参数,诸如壁面剪应力、壁面压力以及流场分布等有重要影响^[7-10]。因为难以精确求解动脉瘤的血流动力学参数,研究者做了不同程度的简化假设,引入了各种计算模型。基本假设包括:(1)多数研究者为了便于计算,将血管壁和动脉瘤壁都视作刚性壁,少数研究者在处理动脉瘤时把瘤壁当作弹性体;(2)多数研究认定血液是牛顿流体^[11]。研究证实,如果血管直径大于 0.5 mm,将血液看作牛顿流体所带来的误差可以忽略^[12]。有人计算了三维刚性血管壁和非刚性壁两种情形下壁面剪应力的分布,结果发现,两者只在下流动脉瘤出口处有较大的区别^[13]。

根据第一种假设,可以认为数值模拟两个具有完全相同几何形状的动脉瘤,其血流动力学分析结果应趋于一致。然而,从临床实践中,我们常看到形状近似动脉瘤却有着截然不同病理转归。这就说明还有其他因素在起作用,例如血管弹性、载瘤动脉几何形态等。正常生理情况下血管通过扩张或收缩来适应血液流速的不同变化,血管壁增加的剪切力可以激活敏感的血管内皮细胞,产生大量的血管活性物质如一氧化氮,从而引起脑血管扩张以减少作用于脑血管壁的剪切力,使其恢复正常基线水平。所以对动脉瘤的研究离不开弹性管壁。但实际工作中因为条件(管壁厚度、弹性程度)设置困难,计算难度高,考虑血管壁弹性的报道较少。

为了更符合生理真实情况,在进行模拟时应当考虑血管壁的弹性情况。有研究发现,增大和减小流速会导致动脉瘤壁的扩张和收缩;而在心脏收缩期内,壁面上的位移最大可以增加原来直径的约 6%^[14]。本实验两个动脉瘤壁在整个模拟过程中产生幅度不同的变形,后交通动脉瘤位移最大处可以达到动脉管径的 8.1%。Torii 等^[15]研究动脉瘤内

的流固耦合和由于壁面形变对壁面剪应力的影响,发现高血压情况下血流的瞬时作用与正常血压下的血流作用有显著不同,高血压下血流速度的瞬时变

化会显著影响动脉瘤壁面上的切应力大小。他们还发现动脉瘤内血流动力学状态最主要的影响因素是载瘤动脉的几何形态^[16]。

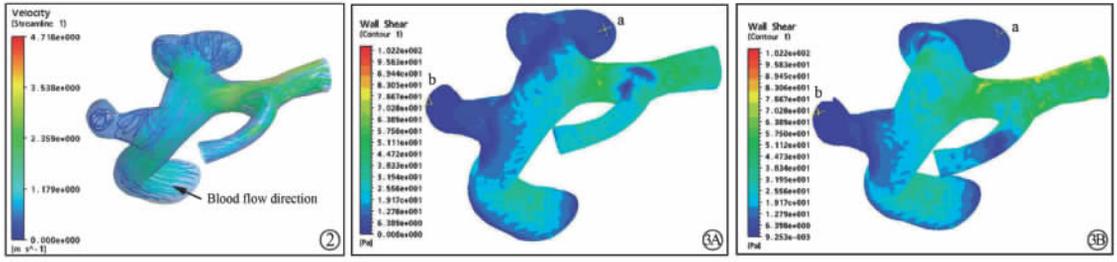


图 2 动脉瘤内血液流线图

Fig 2 Streamline colored with velocity magnitude of aneurysm

图 3 刚性壁时(A)和弹性壁时(B)的壁面剪应力

Fig 3 Comparison of wall shear stress between rigid-wall(A) and elastic-wall(B) aneurysms

a: Dome of L-post communicating aneurysm; b: Dome of C2 aneurysm

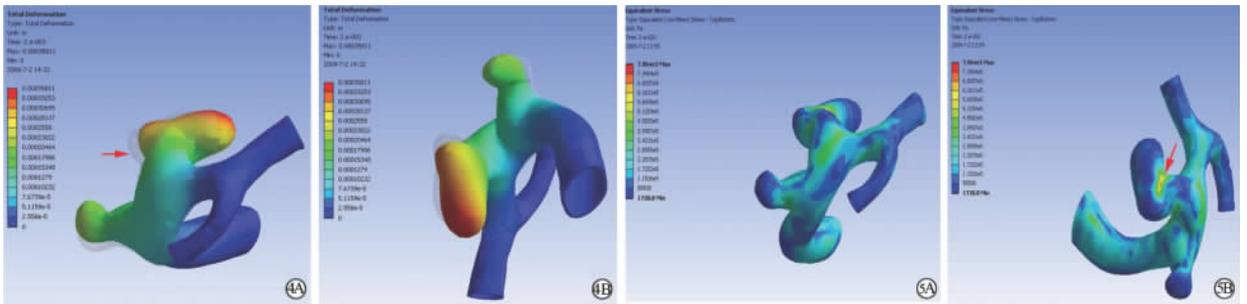


图 4 弹性壁时动脉瘤的总体变形

Fig 4 Contours of total deformation in elastic-wall aneurysm

A:Front view; B:Lateral view. Arrow in Fig 4A indicates the most deformed part of aneurysm

图 5 弹性壁时动脉瘤的等效应力

Fig 5 Contours of equivalent stress in elastic-wall aneurysm

A:Front view; B:Lateral view. Arrow in Fig 5B indicates the biggest equivalent stress part of aneurysm

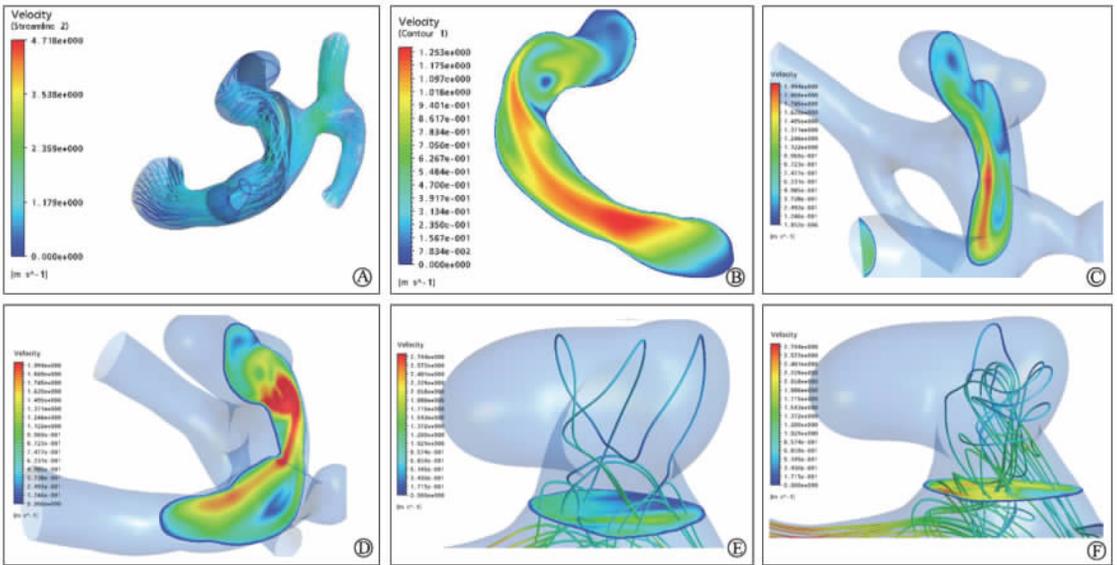


图 6 后交通动脉瘤的血流动力学

Fig 6 Hemodynamics of posterior communicating artery aneurysm

A,B:Cutting plane shows the velocity vector; C-F:Comparison of inflow impact in rigid-wall case and elastic-wall case

本实验可以看出,考虑到真实情况下动脉瘤壁的运动,弹性壁时血流动力学参数和刚性壁情况下是存在差异的。若仅考虑刚性壁情况,忽视动脉瘤变形,可能错误估计 WSS。这种变形在心动周期内不同时刻的幅度不同,尽管程度很小,但变形直接改变了动脉瘤和载瘤动脉的空间位置关系,影响射入流在动脉瘤内的流场分布,使得壁面剪应力和等效应力在动脉瘤壁表面分布更加不均匀,可能影响动脉瘤的生长和破裂。尽管 1 例不具备普遍代表性,但至少可以说明血液流动和血管壁之间的相互作用确实影响了切应力的分布。更重要的是,我们的实验证明对于动脉瘤而言,动脉瘤壁的力学特性对流动模式和 WSS 分布有极大的影响,该结论可能对预测动脉瘤破裂非常重要。

弹性血管内血液流动现象,涉及非牛顿流、涡运动及其演化和管壁厚度等复杂的生理状况。本文结果是对弹性动脉血管上动脉瘤内血液流场数值模拟的一次尝试。

[参考文献]

- [1] 穆士卿,杨新健,张莹,罗斌,吕明,吴中学. 三维数值模拟颅内分叉部动脉瘤及血流动力学分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2008,12:8644-8648.
- [2] 黄清海,张星,施洋,余钊胜,邵雪明,刘建民. 不同类型脑动脉瘤内流体力学的三维数值模拟研究[J]. 中华神经外科疾病研究杂志,2009,8:69-72.
- [3] 赵丛海,李森,史万超,王捷,赵军伟,殷文毅. 颅内动脉瘤内涡流的血液动力学研究[J]. 中华实验外科杂志,2006,23:1447-1449.
- [4] Valencia A, Morales H, Rivera R. Blood flow dynamics in patient-specific cerebral aneurysm models: the relationship between wall shear stress and aneurysm area index[J]. Med Eng Phys,2008,30:329-340.
- [5] Chien A, Tatushima S, Castro M. Patient-specific flow analysis of brain aneurysms at a single location: comparison of hemodynamic characteristics in small aneurysms[J]. Med Biol Eng Comput,2008,46:1113-1120.
- [6] Mantha A R, Benndorf G, Hernandez A. Stability of pulsatile blood flow at the ostium of cerebral aneurysms[J]. J Biomech,2009,42:1081-1087.
- [7] Perktold K, Peter R, Resch M. Pulsatile non-Newtonian blood flow simulation through a bifurcation with an aneurysm[J]. Biorheology,1989,26:1011-1030.
- [8] Raghavan M, Ma B, Harbaugh R. Quantified aneurysm shape and rupture risk[J]. J Neurosurg,2005,102:355-362.
- [9] Hoi Y, Meng H, Woodward S H, Bendok B R, Hanel R A, Guterman L R, et al. Effects of arterial geometry on aneurysm growth: three-dimensional computational fluid dynamics study[J]. J Neurosurg,2004,101:676-681.
- [10] Isaken J G, Bazilevs Y, Kvamsdal T, Zhang Y, Kaspersen J H, Waterloo K, et al. Determination of wall tension in cerebral artery aneurysms by numerical simulation[J]. Stroke,2008,39:3172-3178.
- [11] Cebal J R, Castro M A, Appanaboyina S, Putman C M, Millan D, Frangi A F. Efficient pipeline for image-based patient specific analysis of cerebral aneurysm hemodynamics: technique and sensitivity[J]. IEEE Trans Med Imag,2005,24:457-467.
- [12] Aenis M, Stancampiano A P, Wakhloo A K, Lieber B B. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model[J]. J Biomech Eng,1997,119:206-212.
- [13] Cebal J R, Castro M A, Burgess J E, Pergolizzi R S, Sheridan M J, Putman C M. Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models[J]. AJNR Am J Neuroradiol,2005,26:2550-2559.
- [14] Castro M A, Putman C M, Cebal J R. Computational fluid dynamics modeling of intracranial aneurysms: effects of parent artery segmentation on intra-aneurysmal hemodynamics[J]. AJNR Am J Neuroradiol,2006,27:1703-1709.
- [15] Torii R, Oshima M, Kobayashi T. Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal conditions with high and normal blood pressures[J]. Comput Mech,2006,38:482-490.
- [16] Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar T E. Influence of wall elasticity in patient-specific hemodynamic simulations[J]. Comput Fluids,2007,36:160-168.

[本文编辑] 孙岩,邓晓群