

文章编号: 1004-7220(2021)03-0396-06

个体化颈动脉瘤的血流动力学特性分析

梁晏宾¹, 木合塔尔·克力木^{1#}, 买买提力·艾沙²

(1.新疆大学 机械工程学院, 乌鲁木齐 830047; 2.新疆医科大学第一附属医院 神经外科, 乌鲁木齐 830054)

摘要:目的 构建个体化的流固耦合模型,计算分析不同血液特性对动脉瘤腔内血液动力学的影响,进一步探讨对脑动脉瘤破裂的影响。**方法** 首先采集3D数字剪影图像构建动脉瘤模型,通过流体动力学计算方法分析在相同边界条件下,不同血流特性对颈动脉瘤动力学参数的影响。最后对简化颈动脉瘤实验模型进行粒子图像测试(particle image velocimetry, PIV)实验,以验证血流计算方法的可靠性。**结果** 不同血流特性的流固耦合模型,在1个心动周期内,在相同时刻,瘤腔内的低速区域面积、瘤腔流线分布、壁面剪切力(wall shear stress, WSS)及动脉瘤壁面变形有较大的差异。通过PIV实验发现,在瘤腔内涡流位置随速度变化而变化,与模拟分析结果流动趋势相一致。**结论** 两种血液特性差异较小,但非牛顿流体更加接近血液真实状态,数值结果将更接近真实流动状态。

关键词: 颈部动脉瘤; 数字剪影; 非牛顿流体; 流固耦合

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.03.016

Analysis on Hemodynamic Characteristics of Individualized Carotid Aneurysms

LIANG Yanbin¹, Muhtar·KLIMU^{1#}, Maimaitili·AISHA²

(1. School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830047, China; 2. Department of Neurosurgery, the First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, China)

Abstract: Objective To construct an individualized fluid-solid coupling model, calculate and analyze the influence of different blood characteristics on hemodynamics in the aneurysm cavity, and further explore the influence on rupture of the cerebral aneurysm. **Methods** First, three-dimensional (3D) digital silhouette images were collected to construct an aneurysm model, and the influence of different blood flow characteristics on dynamic parameters of the carotid aneurysm was analyzed by computational fluid dynamic (CFD) method under the same boundary conditions. Finally, particle image velocimetry (PIV) experiment was performed on the simplified carotid aneurysm experimental model to verify reliability of the blood flow calculation method. **Results** For the fluid-structure coupling model with different blood flow characteristics, within a cardiac cycle, at the same time, obvious differences were found in the low velocity area of tumor cavity, the streamline distributions of tumor cavity, the wall shear stress (WSS) and deformation of the aneurysm wall. Through PIV experiments, it was found that the vortex position in tumor cavity changed with the velocity, which was consistent with flow trend of the simulation analysis results. **Conclusions** The two kinds of blood characteristics have small differences, but the non-Newtonian fluid is closer to true state of the blood, and the numerical results will be closer to true flow state.

Key words: cervical aneurysm; digital silhouette; non-Newtonian fluid; fluid-structure interaction

收稿日期:2020-06-28; 修回日期:2020-08-12

基金项目:国家自然科学基金项目(51365052)

通信作者:木合塔尔·克力木,副教授, E-mail: kmuhetar@xju.edu.cn

#为共同第一作者

颅内动脉瘤是一种以血管局部膨胀为特征的脑血管疾病,颅内动脉瘤破裂被认为是危及生命的医疗突发情况。脑动脉瘤破裂通常引起内部出血,在大多数情况下颅内出血致死率及致残率极高^[1]。如何评估动脉瘤破裂风险、安排合适的治疗时间与治疗方法,一直是研究者关注的问题。计算流体力学被证明是研究动脉瘤生长、破裂和血栓形成的有效工具。通过模型可以计算出血流动力学参数,并有潜力改善临床决策。虽然模拟分析可以获得血流动力学参数,但为了保证模型的精度,应考虑血液及血管壁特性。Aenis 等^[2]研究发现,当入口处血管直径 $D \geq 0.5$ mm,牛顿与非牛顿之间差异不超过 2%。通过这一理论,研究者使用牛顿流体替代非牛顿流体,模拟血液流动情况^[3-4]。近年来,一些研究者在进行牛顿与非牛顿流体力学分析时发现,非牛顿流体性质更加接近真实血液情况,且流态分布较为“平滑”^[5-6]。因此,为了更加清楚了解两种流动模型对血管相互作用的特性,将血液流体特性分别设置为脉动的牛顿与非牛顿流体,采用流固耦合的计算方法分析颅内动脉瘤血液动力学变化特征,具有重大意义。

本文通过数字剪影图像建立动脉瘤模型,使用流固耦合方法对比研究牛顿与非牛顿流体的差异,并进行粒子图像测试 (particle image velocimetry, PIV) 实验,探讨动脉瘤流体力学特征及牛顿、非牛顿流体之间差异。

1 模型与方法

1.1 动脉瘤模型

采集 1 名就诊于新疆医科大学第一附属医院 49 岁女性患者的数字减影血管造影 (digital subtraction angiography, DSA) 图像,该动脉瘤瘤高 13.0 mm,瘤宽 6.3 mm,瘤颈 7.9 mm。采用德国西门子悬臂数字造影机获得容积图像,同时在图像处理工作站修剪获取动脉瘤模型,输出为 STL 格式文件。将 STL 格式表面模型通过使用逆向工程软件转化为体网格模型,修复、光滑动脉瘤表面,将修复完成模型转换成 NURBS 曲面模型,导出为 STP 格式实体动脉瘤模型 (见图 1)。在 ANSYS 中 CFX 与瞬态结构模块 (transient structural) 采用压力耦合方式进行计算,在 ICEM 中进行网格划分,网格类型采

用四面体与三棱柱混合网格。其中,流体网格数为 372 306,流体网格偏斜度 (skewness) 低于 0.88,满足流体流固耦合计算要求;固体网格数为 130 351。计算设置时间步长为 5 ms,最大迭代次数为 100。

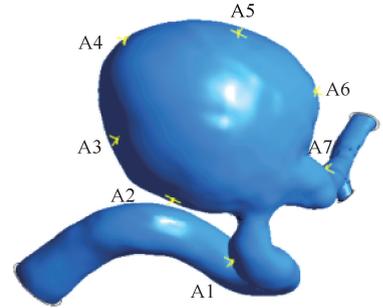


图 1 动脉瘤实体模型特征点

Fig.1 Characteristic points of aneurysm solid model

1.2 数学模型建立

1.2.1 层流选择 正常人动脉血管内血液的雷诺数 $Re = 600 \sim 700$,且当 $Re < 2\ 300$ 时血管内血液流动状态为层流^[7]。雷诺数公式如下所示:

$$Re = \rho v D / \eta \quad (1)$$

式中: ρ 为流体密度; D 为血管内径; v 为流体穿过圆管横截面的平均速度; η 为流体的黏度系数。此动脉瘤内径为 3.25 mm,经计算 $Re < 2\ 300$,故流动状态为层流流动。

1.2.2 牛顿模型 在研究分析牛顿流体模型时,将血液看作不可压缩的黏性牛顿层流,设置牛顿流体血液密度为 $1\ 060$ kg/m³,运动黏度为 3.5 mPa·s^[8-9]。

1.2.3 非牛顿模型 在对比分析非牛顿流体模型时,将血液设置为不可压缩流体层流流动,设置血液密度为 $1\ 060$ kg/m³,血液黏度服从方程 Carreau-Yasuds^[10]:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda \gamma)^a]^{\frac{n-1}{a}} \quad (2)$$

式中: μ 为血液黏度,低剪切黏度 $\mu_0 = 22$ mPa·s,高剪切黏度 $\mu_{\infty} = 2.2$ mPa·s; λ 为时间常数, $\lambda = 11$ ms; a 为 Carreau-Yasuda 指数, $a = 0.392$; $(n-1)/a$ 为幂律指数, $(n-1)/a = 0.644$; γ 为剪切应变率。

1.2.4 血液控制方程 纳维-斯托克方程为:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (3)$$

$$\rho \left[\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right] = -\nabla p + \nabla \tau \quad (4)$$

式中: \mathbf{u} 为血流速度矢量; p 为流场压强; ρ 为血液密

度; τ 为应力张量。

1.3 边界条件

1.3.1 流体条件 在本文中将血液设置为绝热、不可压缩的黏性流体,入口边界设为速度入口边界,出口边界设为压力出口边界,其余为流固耦合面边界。正常人生理脉动速度为入口条件(见图2),出口压力 $p=0$ Pa(自由流出)^[5]。

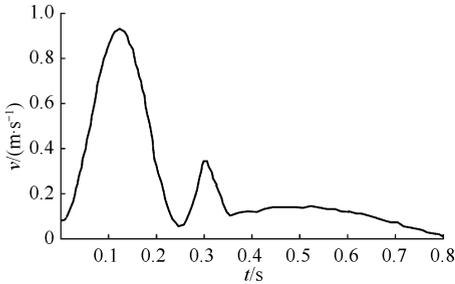


图2 入口速度曲线
Fig.2 Inlet velocity curve

1.3.2 血管壁属性及边界条件 血管壁为各向同性的线弹性材料,密度 $\rho=1\ 160$ kg/m³,材料弹性模量 $E=77$ MPa^[11],泊松比为0.45(近似于不可压缩材料)。正常动脉壁厚度大致在0.08~0.2 mm之间^[12],因此选取动脉瘤壁厚为0.2 mm,血管壁进口、出口两端面轴向固定,限制位移。

2 结果

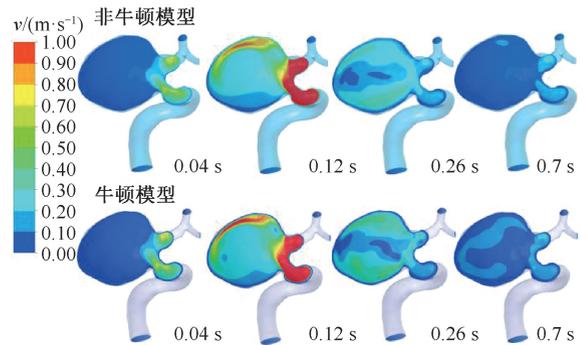
2.1 血流速度分析

由4个不同时刻(0.04、0.12、0.26、0.7 s)牛顿与非牛顿模型血管内血流速度分布可以看出:心缩早期0.04 s时,血流速度较快,在载瘤血管内速度较快,流入动脉瘤腔内血液较少;随着血液流速增加,在峰值期(0.12 s),血管和动脉瘤内的速度明显上升,瘤腔内开始出现高速流动区域,且高速区域出现在入射血管前方区域,在瘤腔下部出现低速区域;心脏收缩期(0.26 s)时,流速降低,血液开始减缓流动,血液在瘤腔中部出现低速涡流区域,但瘤腔下部低速区域面积开始增加,此时动脉瘤入口速度变小,血液依靠惯性作用快速在瘤腔壁面流动;在收缩末期0.7 s时,血液可被视为定常流血液且流动变化较少,但动脉瘤内仍然存在低速涡流。

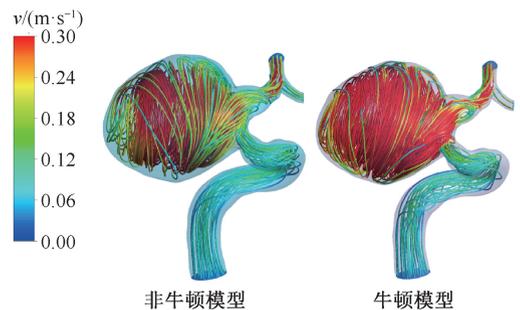
对比牛顿与非牛顿模型动脉瘤内血流速度云图可知,在心缩上升期0.04 s时,牛顿模型下动脉

瘤内血液流动最大速度基本与非牛顿模型相同;但随着入口血流速度增大,在心缩高峰0.12 s时,牛顿与非牛顿速度分布存在差异,且非牛顿流体存在较小区域的高速流动,以及较大区域的低值区域;在心缩末期0.26 s时,两种模型在瘤腔中产生涡流区域,但非牛顿流体涡流区域明显小于牛顿流体且涡流更靠近瘤体顶部。随着动脉瘤腔中血液流动速度趋于稳定在心缩后期0.7 s时,但牛顿模型动脉瘤腔体内血液流动依然频繁,且牛顿流体内存在低速涡流[见图3(a)]。

由于动脉瘤瘤体特殊构造,在动脉瘤中血液易发生分离,层流状态在瘤体内被破坏,在瘤腔中血液会变得更加复杂,血液对瘤壁冲击力增强,产生较大的交变应力,损伤血管内膜组织^[13]。由此可见,研究血液流线分布至关重要。在心动周期内血液流动状态随着入口速度增加而变化,但血液流动性是一致的,故选取0.26 s时刻流线进行对比分析。牛顿模型在血液动脉瘤弯曲处出现复杂流线且瘤腔内形成混乱密集的流线,但非牛顿模型入口在弯道中流动更为



(a) 不同时刻点速度云图



(b) 0.26 s流线图

图3 非牛顿与牛顿模型速度分布

Fig.3 Velocity distributions of Non-Newton and Newtonian models (a) Point velocity cloud diagram at different time, (b) Streamline diagram at 0.26 s

平滑,瘤腔中血液较为稀疏,这是由于非牛顿流体模型黏度线性变化,阻碍了血液杂乱流动。相较而言,非牛顿流体在血管内流动更加平滑,符合正常人血液流动状况[见图 3(b)]。

2.2 壁面剪切力分析

壁面剪切力(wall shear stress, WSS)随着入口速度变化而不断发生变化,但 WSS 分布特性不发生变化,故选取 0.04、0.12、0.26、0.7 s 进行对比分析。在心缩初期 0.04 s 时,由于瘤颈处的流速变化较大,瘤腔内的流速变化较小,在瘤颈进口段两侧呈现较高 WSS,而瘤体整体表面处于低剪切应力,随着速度不断升高,在心缩高峰 0.12 s 时,在动脉瘤靠近瘤顶与瘤颈区域,出现了高 WSS,在动脉瘤在射流区域出现梯度变化,这是由于血液在入射口上部形成涡流区域所产生的交变应力作用瘤壁;在心缩后期 0.26 s 时,前期高速与后期低速血流作用下,血液流动混乱,此时血液 WSS 分布紊乱,低 WSS 面局部出现,且整体 WSS 梯度明显;在心缩末期 0.7 s 时,血液流动平缓,可视为定常流,壁面梯度依旧存在,数值大小有所降低(见图 4)。

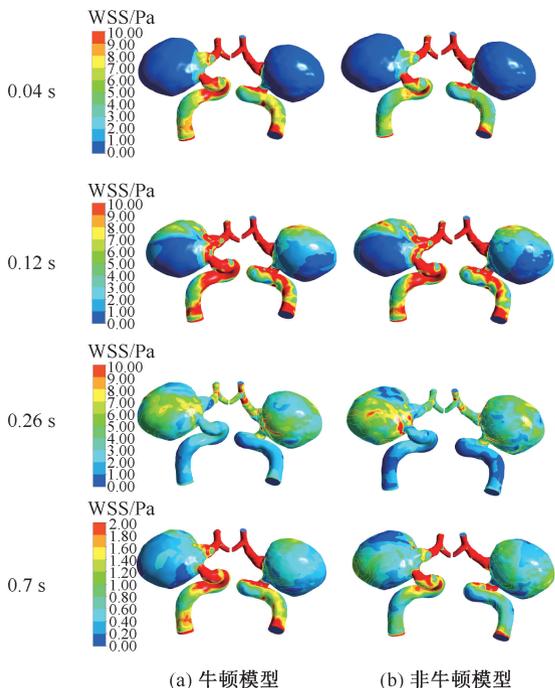


图 4 牛顿与非牛顿模型壁面剪切力分布

Fig.4 Wall shear stress distributions of Newtonian and non-Newtonian models (a) Newtonian model, (b) Non Newtonian model

对比分析牛顿和非牛顿模型发现,在心缩初期,牛顿与非牛顿模型 WSS 分布相同,瘤壁面均出现低 WSS;在心缩高峰牛顿模型 WSS 高于非牛顿模型,但低 WSS 区域面积高于非牛顿模型,非牛顿模型表面剪切力梯度变化更明显;在心缩后期,在整个瘤面非牛顿模型 WSS 比牛顿模型大,且相同区域处非牛顿模型 WSS 较大;在心缩末期,牛顿模型低 WSS(0.5 Pa)分布面积比非牛顿模型大,牛顿模型瘤体流体梯度分布差异较大,而非牛顿模型瘤体流体梯度分布较为均匀。牛顿与非牛顿模型的瘤体 WSS 有差异较大,特别是流体梯度分布,非牛顿模型 WSS 梯度分布更加平滑,较符合真实血液的特性。

2.3 壁面变形分析

通过选取动脉瘤上 7 个特征点(见图 1)进行壁面变形分析,结果表明,在进口处 1 点、出口处 7 点,壁面变形不超过 0.06 μm ,瘤颈处壁面变形较小。值得注意的是,0.2~0.4 s,动脉瘤壁面变形情况复杂且变形量短期内变化较大,此时动脉瘤破裂可能性增加;而在心缩末期 0.4 s 后,血液流动近似为定常流,血液速度变化较小,各点均维持在一个稳定变形量。

对比两模型发现,7 个特征点在 0~0.2 s 内动脉瘤壁面变形情况一致,牛顿模型与非牛顿模型之间差异低于 5 μm ;但在 0.2~0.4 s 内,同时刻点两模型之间变化最大相差 50 μm ,推测原因是在心缩期血液流动异常,且两者之间血液性质不同使得瘤壁变形存在一定滞后性,故存在较大差异;但在 0.4 s 后,在相同时刻点两者之间变化较小,均低于 5 μm 。总体来说,牛顿模型与非牛顿模型两者之间壁面变形差异不大,但是多数情况下非牛顿模型壁面变形大于牛顿模型,主要原因是非牛顿流体屈服应力特性,使得血管以及动脉瘤壁产生较大张力,故表现出高壁面变形情况(见图 5)。

3 PIV 实验分析

为了探究非牛顿流体模型的流态变化,对上述颈内动脉瘤模型进行简化,并搭建 PIV 实验平台进行验证。非牛顿流体黏度随切变率变化而变化,并不是一个确定值,故本文使用高低两种黏度的溶液来表征非牛顿模型血流场变化过程(见

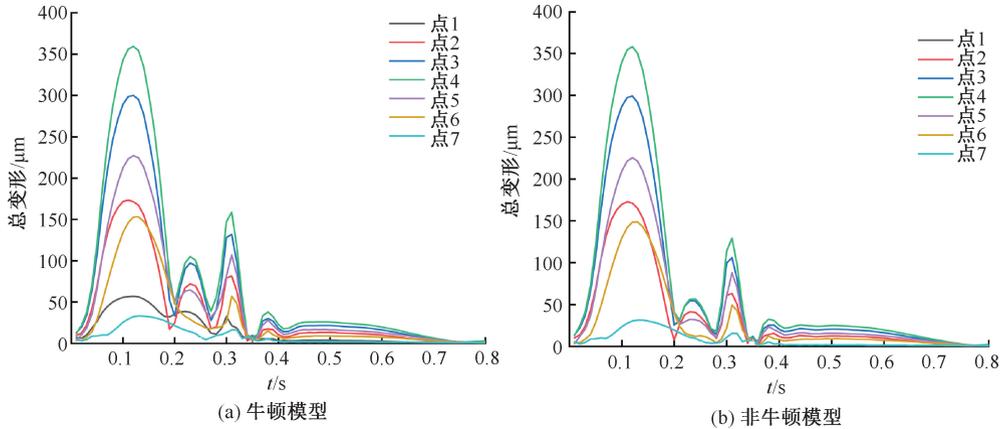


图5 非牛顿与牛顿模型特征点对比

Fig.5 Comparison of feature points of non-Newtonian and Newtonian models (a) Newtonian model, (b) Non-Newtonian model

图6)。选择动脉瘤瘤体中心平面作为二维 PIV 实验平面,选择 $Re = 275$ (心缩上升期)、 $Re = 373$ (心缩顶峰期)、 $Re = 191$ (心缩晚期)。在 1 个心率周期下,随着速度变化,动脉瘤中涡流位置呈现右-中-左的移动轨迹。在心缩后期,血液在右边出口

处小区域范围内形成低速涡流区域;且随着黏度上升,血液在瘤腔中的流速明显降低,瘤腔中高速区域减少,这与非牛顿模型模拟时的变化相一致。但实验结果与数值结果有差异,推测是由于血液黏度配比以及简化模型造成。

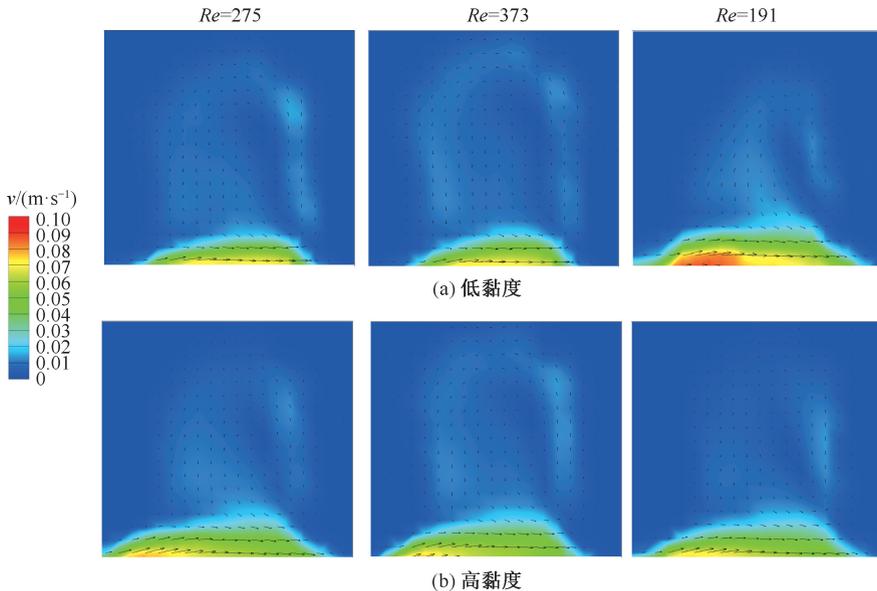


图6 不同黏度 PIV 实验结果

Fig.6 Experimental results of PIV with different viscosity (a) Low viscosity, (b) High viscosity

4 讨论

本文主要对比牛顿与非牛顿血液流体模型之间的差异,结果表明:在收缩高峰 0.12 s 时,非牛顿

流体模型最小速度值面积大于牛顿流体模型;0.26 s 时,非牛顿流体在瘤腔内涡流更靠近瘤顶处;在心缩后期 0.7 s 时,动脉瘤腔内牛顿流体流动依旧频繁;除心缩早期,非牛顿流体模型 WSS 分布更

规律,梯度变化较小;牛顿模型与非牛顿模型在收缩期两者的壁面变形在同一时刻相差较大;PIV 流态验证发现,数值模拟结果与实验结果相一致。

Morales 等^[14]的栓塞模拟表明,流体模型之间在速度上存在数值差异。此外,非牛顿流体模型栓塞后在动脉瘤眼底产生高黏度(>7 mPa/s)。Febina 等^[15]对胸主动脉瘤的影响进行脉动流分析,结果发现,非牛顿模型不会过高预测 WSS,但将非牛顿模型和层流与湍流层流模型一起使用时,WSS 也被高估了 20.1 Pa。Lee 等^[16]在所研究的动脉瘤顶处发现了显著的黏度变化。与牛顿模型相比,非牛顿模型在动脉瘤峰值收缩期的最大 WSS 降低了约 16%,并且除最小 WSS 外,在动脉瘤上牛顿模型的大多数血液动力学特征均较高。综上所述,牛顿与非牛顿血流场仍存在巨大差距,且研究者着重对比牛顿与非牛顿之间的血流场差距,忽视了流场与壁面的相互作用。因此,本文通过流固耦合分析研究血液流体与壁面相互关系,探讨两者之间差异。然而在分析研究中,血液本构关系被简单描述为单一流体,但是真实血液中成分较为复杂,故仿真分析存在一定局限性。在今后的工作中,将对血液本构关系开展进一步相关研究。

参考文献:

- [1] OTANI T, NAKAMURA M, FUJINAKA T, et al. Computational fluid dynamics of blood flow in coil-embolized aneurysms: Effect of packing density on flow stagnation in an idealized geometry [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2013, 51(8): 901-910.
- [2] AENIS M, STANCAMPIANO AP, WAKHLOO AK, et al. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model [J]. *J Biomech Eng*, 1997, 119(2): 206-212.
- [3] 王庆虎, 杨少雄, 许怡隽, 等. 颈动脉分叉处血管粥样硬化斑块的体内应力分析[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(3): 268-276.
WANG QH, YANG SX, XU YJ, et al. *In vivo* stress analysis of an atherosclerotic plaque at carotid bifurcation [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(3): 268-276.
- [4] 韩嘉玮, 胡义锋. 基于流固耦合的载瘤血管内血液流动及血管损伤分析[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(4): 372-378.
HAN JW, HU YF. Analysis of blood flow and vascular injury in aneurysm-carrying vessels based on fluid-structure interaction method [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(4): 372-378.
- [5] 徐文涛, 木合塔尔·克力木, 高霞霞. 基于 CT 重建颅内动脉瘤非稳态血流分析[J]. *生物医学工程研究*, 2019, 38(1): 68-71.
- [6] TIAN FB, ZHU L, FOK PW, et al. Simulation of a pulsatile non-Newtonian flow past a stenosed 2D artery with atherosclerosis [J]. *Comput Biol Med*, 2013, 43(9): 1098-1113.
- [7] 刘小月, 木合塔尔·克力木, 巨刚. 基于 CT 脑动脉瘤三维重建及血流场特征分析[J]. *介入放射学杂志*, 2016, 25(7): 635-639.
- [8] SEEDORF G, METOXEN AJ, ROCK R, et al. Hepatocyte growth factor as a downstream mediator of vascular endothelial growth factor-dependent preservation of growth in the developing lung [J]. *Am J Physiol Lung Cell Mol Physiol*, 2016, 310(11): 1098-1110.
- [9] CUI J, ZHANG F, WANG Y, et al. Macrophage migration inhibitory factor promotes cardiac stem cell proliferation and endothelial differentiation through the activation of the PI3K/Akt/mTOR and AMPK pathways [J]. *Int J Mol Med*, 2016, 37(5): 1299-1309.
- [10] CHEN J, LU XY, WANG W. Non-Newtonian effects of blood flow on hemodynamics in distal vascular graft anastomoses [J]. *J Biomech*, 2006, 39(11): 1983-1995.
- [11] 金彤伯. 支架介入治疗颅内动脉瘤的数值模拟与 PIV 实验研究[D]. 乌鲁木齐: 新疆大学, 2018.
- [12] FRÖSEN J, PIIPPO A, PAETAU A, et al. Remodeling of saccular cerebral artery aneurysm wall is associated with rupture: Histological analysis of 24 unruptured and 42 ruptured cases [J]. *Stroke*, 2004, 35(10): 2287-2293.
- [13] 江帆, 黄春燕, 区嘉洁, 等. 复杂血管内两相流数值模拟[J]. *贵州师范大学学报(自然科学版)*, 2014, 32(3): 50-54.
- [14] MORALES HG, LARRABIDE I, GEERS AJ, et al. Newtonian and non-Newtonian blood flow in coiled cerebral aneurysms [J]. *J Biomech*, 2013, 46(13): 2158-2164.
- [15] FEBINA J, SIKKANDAR MY, SUDHARSAN NM. Wall shear stress estimation of thoracic aortic aneurysm using computational fluid dynamics [J]. *Comput Math Methods Med*, 2018, doi: 10.1155/2018/7126532.
- [16] LEE UY, JUNG J, KWAK HS, et al. Patient-specific computational fluid dynamics in ruptured posterior communicating aneurysms using measured non-Newtonian viscosity: A preliminary study [J]. *J Korean Neurosurg Soc*, 2019, 62(2): 183-192.