

## 正常体位下人体椎动脉内血流动力学数值模拟分析

刘 静<sup>1</sup>, 杨金有<sup>2</sup>, 洪 洋<sup>2</sup>

1. 中国医科大学附属第一医院放射线科, 辽宁 沈阳 110001; 2. 中国医科大学基础医学院物理与生物物理学教研室, 辽宁 沈阳 110001

**【摘要】目的:** 保证研究对象的椎动脉在正常体位下, 即保证研究对象没有向前或向后发生椎动脉过度拉伸或弯曲的情况下, 采集临床 CTA 图像, 应用三维重构方法构建体外人体真实椎动脉并应用计算流体力学方法进行血流动力学数值模拟, 比较不同研究对象椎动脉的血流动力学参数, 分析椎动脉狭窄与血流动力学的关系。**方法:** 研究对象 A 椎动脉在基底动脉之前部分出现狭窄; 研究对象 B 椎动脉正常。采集的临床 CTA 图像均为 Dicom 格式, 层间距为 0.5 mm, 每片图像的平面分辨率为  $512 \times 512$ , 像素大小为 0.5 mm。应用医学图像后处理软件 Simpleware 对 CTA 二维医学图像据进行处理得到人体椎动脉三维立体模型。将椎动脉三维立体模型导入到 CFD 软件中进行前处理、网格划分和数值模拟。**结果:** 通过瞬态模拟计算, 得到了椎动脉在心动周期内不同时刻的血流动力学参数。**结论:** 通过对比两个不同个体的血流动力学参数来分析椎动脉内血流动力学参数与椎动脉狭窄的关系, 发现椎动脉狭窄血流动力学因素(如低流速、低壁面切应力、高振荡壁面切应力)可以诱发和加速与动脉粥样硬化及血栓的形成, 为进一步研究椎动脉狭窄等疾病的发病机理提供理论支持。

**【关键词】** 椎动脉; 血流动力学; 非牛顿流体; 计算流体力学; 壁面切应力

**【DOI 编码】** doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.025

**【中图分类号】** R318.01; R543.1

**【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2015)01-111-05

## Numerical Simulation Analysis of Hemodynamics in Human Vertebral Artery under the Normal Position

LIU Jin<sup>1</sup>, YANG Jin-you<sup>2</sup>, HONG Yang<sup>2</sup>

1. Department of Radiology, The First Affiliated Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, China; 2. Department of Physics and Biophysics, College of Basic Medical Science, China Medical University, Shenyang 110001, China

**Abstract:** Objective Ensuring the normal position of the vertebral artery in the research objects, that is to say, the object could not move forward or backward to over stretch or flex the vertebral artery. Then collecting clinical CTA images and building the real human vertebral artery in vitro by three-dimensional reconstruction. Also, performing the numerical simulation of hemodynamics by computation fluid dynamic. We used all these ways to compare hemodynamics parameters of different vertebral arteries in different objects and analyze the relation between vertebral artery stenosis and hemodynamics. **Methods** Setting object A with part of vertebral artery stenosis ending with the basilar artery; As for object B, setting it normal. Clinical CTA images will be in DICOM format, layer distance 0.5 mm, plane resolution  $512 \times 512$  and pixel size 0.5 mm. To get the human vertebral artery three-dimensional model after the CTA two-dimensional images processing by a medical image post-processing software Simpleware. Then import the model to the CFD software and pre-process, mesh and numerically simulate the model. **Results** Acquired the hemodynamics parameters of vertebral artery within cardiac cycle in different periods by transient simulation. **Conclusion** By comparing two kinds of hemodynamic parameters, we analyzed the relation between the vertebral artery stenosis and hemodynamics and discovered that the hemodynamic factors (such as low flow rates, low wall shear stress, high oscillation wall shear stress) of vertebral artery stenosis could induce and accelerate atherosclerosis and thrombosis. This research will provide further study of the pathogenesis in diseases such as vertebral artery stenosis with theoretical support.

**【收稿日期】** 2014-09-30

**【基金项目】** 国家自然科学基金(G81273511)

**【作者简介】** 刘静(1979-), 女, 主治医师, 主要从事医学成像与模拟分析研究。

**【通讯作者】** 杨金有, 电话: 024-23256666-5337, E-mail: goldyyj@gmail.com。

**Key words:** vertebral artery; hemodynamics; non-newtonian fluid flow; computational fluid dynamics; wall shear stress non-newtonian fluid flow; computational fluid dynamics; wall shear stress

## 前言

椎动脉是人体大脑后部区域(脑干、小脑和大脑半球后部)重要的供血循环系统。椎动脉正常工作可以保证大脑后部区域有良好的供血,如果出现动脉粥样硬化、血栓等病因导致的椎动脉闭塞就会造成眩晕、猝倒等症状的出现进而威胁生命<sup>[1]</sup>。在解剖结构上,椎动脉可分为四个部分<sup>[2]</sup>:在颈部由双侧锁骨下动脉发出向上至进入第6颈椎横突孔前为V<sub>1</sub>段;穿行于第6颈椎至第1颈椎横突孔之间的椎动脉为V<sub>2</sub>段;由第1颈椎横突孔至进入枕骨大孔之前的椎动脉为V<sub>3</sub>段;V<sub>4</sub>段为经枕骨大孔进入颅内至桥脑下缘汇合成基底动脉之前部分。这种特殊的位置和形状使得椎动脉内血流情况异常复杂<sup>[1-3]</sup>。有相关研究认为复杂的血流情况如低血流速度、低壁面切应力等血流动力学因素将导致血管内动脉粥样硬化斑块形成、破裂和产生继发血栓,而这些又是造成椎动脉闭塞的主要原因<sup>[3-4]</sup>。因此有必要深入了解人体椎动脉内血流动力学情况。目前对人体椎动脉进行CFD血流动力学研究报道很少,而且主要是基于理想几何模型的数值模拟。所以本文区别基于理想几何模型的数值模拟,应用计算流体力学(Computational Fluid Dynamic, CFD)方法对基于临床正常体位下采集的人体椎动脉CT血管造影(CT Angiography, CTA)图像数据三维重构的真实血管模型进行非牛顿血液数值模拟。采用正常体位下采集临床影像数据是为了保证椎动脉没有因为人为的过度弯曲或拉伸而造成的形状变化及椎管对椎动脉的挤压,这样可以忽略外部因素,仅考虑血管自身因素对血流的影响。通过比较不同研究对象椎动脉的血流动力学参数,分析椎动脉狭窄与血流动力学的关系,为深入研究椎动脉疾病的病因提供理论支持。

## 1 材料与方法

### 1.1 图像数据

本文使用的图像数据为中国医科大学附属第一医院提供的2位椎动脉患者在保持正常照射体位(保证椎动脉既没有弯曲也没有拉伸)下采集的临床CT血管造影图像数据。图像数据参数为:层间距为0.5 mm,平面分辨率为512×512,像素大小为0.5 mm。研究对象椎动脉的几何情况如表1所示。研究对象A椎动脉V<sub>4</sub>段管径相对较细。

### 1.2 数值模拟

(1)构建数值模拟模型:将临床采集的CTA图像数据以Dicom格式导入到医学图像后处理软件

表1 研究对象的几何特征

Tab.1 Geometric Characteristics of the Vertebral Artery

几何特征	研究对象	
	A	B
右椎动脉直径(mm)	3.12at inlet	3.91at inlet
	1.73at outlet	2.39at outlet
左椎动脉直径(mm)	3.09at inlet	3.03at inlet
	1.88at outlet	2.75at outlet
右椎动脉长度(mm)	211.57	191.5
左椎动脉长度(mm)	199.68	199.72

Simpleware 中进行数据处理和三维重构。采用自动阈值分割和手工分离的方法将椎动脉与其他组织分开,经平滑处理后,在保持原有生理解剖特征的情况下获得了血管的三维重构模型(包括主动脉弓、头臂干、左锁骨下动脉、左右颈动脉、左右椎动脉和椎基底动脉),见图1。然后将椎动脉三维立体模型导入到有限元分析软件 ANSYS 中进行网格划分,兼顾到网格数量质量和计算机硬件能力,将模型A划分为四面体网格1388154个单元,294486个节点;模型B划分为四面体网格1409809个单元,296780个节点。

(2)边界条件设定:在通用有限元分析软件 ANSYS-CFX 的前处理中对A、B模型已划分好的网格进行相同边界条件和初始条件设定,具体边界条件位置见图1。①入口条件:胸主动脉入口的条件参考文献<sup>[5-6]</sup>设为瞬时血流速度,血流速度随时间变化如图2所示。②出口条件:设定出口血流已经稳定,各出口相对压力设为零<sup>[4-7]</sup>。③壁面条件及血液模型设定:假定血管壁为刚性且无滑移<sup>[5-8]</sup>。为详尽描述血液在小血管内的复杂表现,本文参考 Johnston 和 Chen 等<sup>[9-11]</sup>的报道设血液为不可压缩的非牛顿流体,血液密度为  $\rho=1.06\times 10^3 \text{ kg/m}^3$ ,并修改非牛顿血液模型(Generalised Power Law Model)的粘度公式为<sup>[12]</sup>:

$$\mu=\lambda(\dot{\gamma})|\dot{\gamma}|^{n(\dot{\gamma})-1}$$

$$\lambda(\dot{\gamma})=\mu_{\infty}+\Delta\mu\exp\left[-\left(1+\frac{|\dot{\gamma}|}{a}\right)\exp\left(\frac{-b}{|\dot{\gamma}|}\right)\right] \quad (1)$$

$$n(\dot{\gamma})=n_{\infty}-\Delta n\exp\left[-\left(1+\frac{|\dot{\gamma}|}{c}\right)\exp\left(\frac{-d}{|\dot{\gamma}|}\right)\right]$$

其中  $\mu_{\infty}=3.71\times 10^{-3}$ ,  $n_{\infty}=1$ ,  $\Delta\mu=0.25$ ,  $\Delta n=0.45$ ,  $a=50$ ,  $b=3$ ,  $c=50$ ,  $d=4$ , 粘度单位为  $\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ 。图3给出了牛顿血液模型和非牛顿血液模型的粘度随切应变率变化的关系。

(3)控制方程:计算类型为非稳定瞬态计算,取正

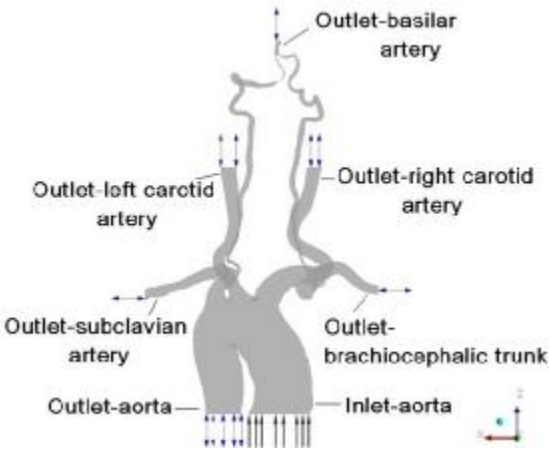


图 1 边界条件在模型上的位置

Fig.1 Boundary Conditions Position on the Model

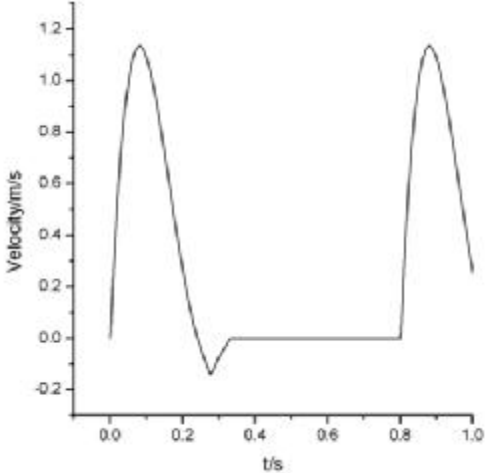


图 2 入口速度曲线

Fig.2 Inlet Velocity at Entrance

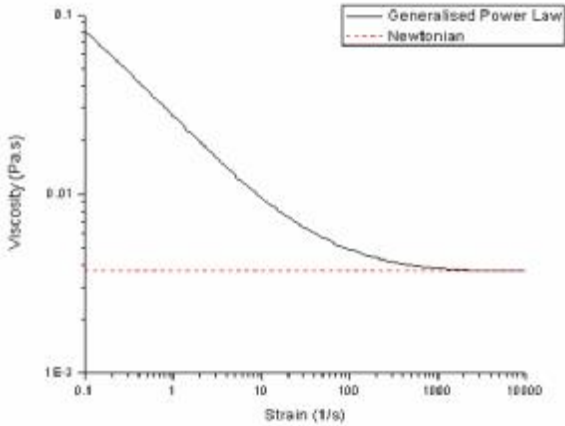


图 3 血液模型的粘度与切应变率的关系

Fig.3 Viscosity as a Function of Strain for Blood Models

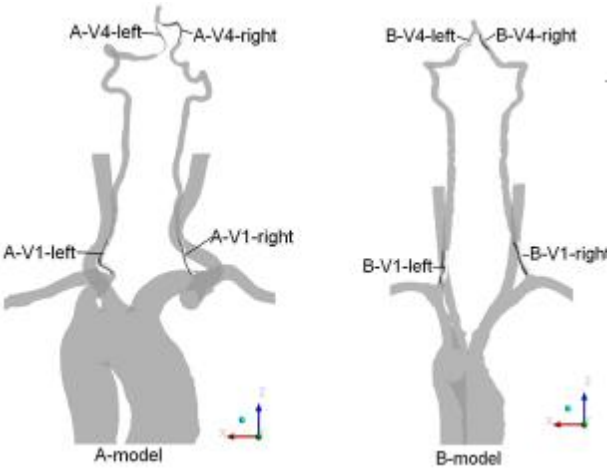


图 4 感兴趣区域位置

Fig.4 Region of Interest for Models

表 2 A,B 研究对象感兴趣区域在特征时刻点的血流速度平均值 (m/s)

Tab.2 Mean Blood Velocity at Region of Interest or A and B Models at Feature Times(m/s)

时刻(s)	区域							
	A-V <sub>1</sub> -left	A-V <sub>1</sub> -right	A-V <sub>4</sub> -left	A-V <sub>4</sub> -right	B-V <sub>1</sub> -left	B-V <sub>1</sub> -right	B-V <sub>4</sub> -left	B-V <sub>4</sub> -right
0.04	0.055	0.288	0.216	0.422	0.176	0.115	0.422	0.327
0.08	0.025	0.271	0.196	0.400	0.299	0.200	0.742	0.521
0.14	0.007	0.165	0.081	0.225	0.306	0.343	0.726	0.343
0.40	0.000	0.010	0.001	0.004	0.044	0.030	0.101	0.003

常人的心动周期  $T=0.8s$ , 时间步长为  $0.01s$ 。数值模拟中所用的控制方程为三维非定常流动的 Navier-stokes 方程<sup>[10-12]</sup>:

$$\rho(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u}) = \nabla \cdot \mathbf{T} - \nabla P$$

其中:  $\mathbf{u}$  是三维速度矢量;  $\rho$  为密度;  $P$  为压强;  $\mathbf{T}$  为切应张量, 其与粘度的变化关系为  $\mathbf{T} = \mu(\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T)$ 。

## 2 结果

通过 CFD 瞬态模拟计算得到两个研究对象在一个心动周期内不同时刻的血流动力学参数。由于动脉

粥样硬化引起的椎动脉闭塞疾病常发生于椎动脉起始端和颅内段<sup>[13]</sup>, 所以选取椎动脉起始端  $Z$  轴方向长  $2\text{ cm}$  ( $A-V_1$ 、 $B-V_1$ ) 和椎基底动脉前  $Z$  轴方向长  $1\text{ cm}$  ( $A-V_4$ 、 $B-V_4$ ) 的血管为感兴趣区域进行分析, 具体位置见图 4。

图 5 为在 A、B 研究对象感兴趣区域在特征时刻点(a 收缩加速期  $0.04s$ 、b 收缩峰值期  $0.08s$ 、c 收缩减速期  $0.14s$  和 d 舒张期  $0.40s$ )的血流速度矢量分布云图。图 6 为 A、B 研究对象感兴趣区域血管壁面切应力平均值在特征时刻点的分布。图 7 是 A、B 研究对象感兴趣区域的血管振荡壁面切应力数值分布统计

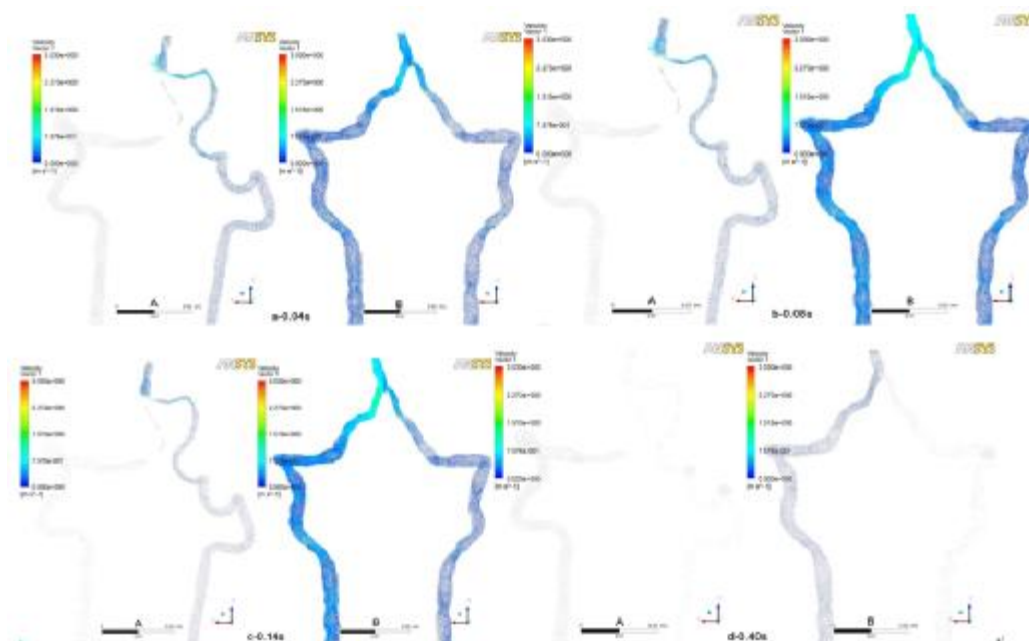


图 5 A、B 研究对象感兴趣区域血流速度矢量在特征时刻点的分布云图

Fig.5 Blood Velocity Vector Distribution at Region of Interest for A and B Models at Feature Times

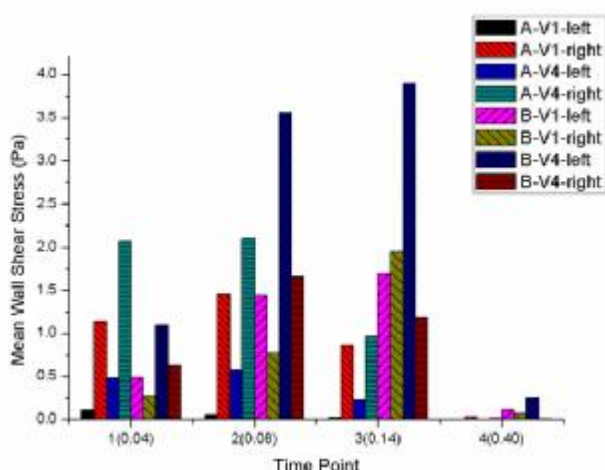


图 6 A、B 研究对象感兴趣区域平均壁面切应力在特征时刻点的分布

Fig.6 Mean Wall Shear Stress at Region of Interest for A and B Models at Feature Times

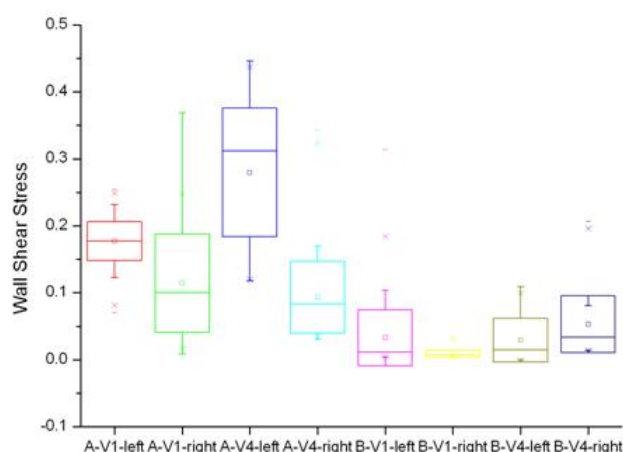


图 7 A、B 研究对象感兴趣区域振荡壁面切应力的数值分布

Fig.7 Oscillatory Shear Index Distribution at Region of Interest for A and B Models

图。振荡壁面切应力(Oscillatory Shear Index, OSI)表示在一个心动周期内切应力向量方向变化的参数,其公式为:

$$OSI = \frac{1}{2} \left[ 1 - \frac{\sqrt{\left( \int_0^T \tau_x dt \right)^2 + \left( \int_0^T \tau_y dt \right)^2 + \left( \int_0^T \tau_z dt \right)^2}}{\int_0^T \sqrt{(\tau_x)^2 + (\tau_y)^2 + (\tau_z)^2} dt} \right] \quad (2)$$

其中,  $\tau_x, \tau_y, \tau_z$  是壁面切应力分别在  $x, y, z$  方向的分量。

### 3 讨论

#### 3.1 血液流动分析

分析表 2 可以发现, A、B 研究对象感兴趣区域的血流速度随入口血流速度的变化而变化, 心脏收缩期

的血流速度明显高于舒张期的血流速度, 其中 B-V<sub>4</sub>-left 处在收缩期血流速度达到最大为 0.742 m/s, A-V<sub>1</sub>-right 处在舒张期血流速度到达最小几乎为 0 m/s。比较 A、B 模型的 V<sub>1</sub> 和 V<sub>4</sub> 特征区域的血流速度可以发现, 在心动收缩期内 V<sub>1</sub> 处比 V<sub>4</sub> 处具有较低的血流平均速度, 其中 V<sub>1</sub> 处分别为 0.021 m/s、0.184 m/s、0.206 m/s 和 0.172 m/s, V<sub>4</sub> 处分别为 0.123 m/s、0.262 m/s、0.498 m/s 和 0.299 m/s。这些血流速度较低的区域很容易促进流经这个区域的血栓的发展<sup>[14]</sup>。而对比图 5 中 A、B 研究对象感兴趣区域 V<sub>4</sub> 段, 可以看出, 在心脏收缩期 A-V<sub>4</sub>-left 的血流速度高于其他处, 并且在椎动脉汇合区形成了涡流。而由于 A 模型的右侧椎动脉狭窄造成了 A 模型椎动脉的血流量明显小于 B 模型, 这将直接影响对大脑的供血而造成晕厥。



### 3.2 血管壁面切应力分析

分析图 6 和图 7 可以看出,A、B 研究对象感兴趣区域的壁面切应力在心动周期内随入口血流速度的变化而变化,并在整个心动周期内呈现低壁面切应力分布,切应力平均值均小于 4 Pa。这种低壁面切应力分布可以影响血管内皮细胞的生长因子、细胞支架排列、损伤修复等血管反应,进而诱发动脉粥样硬化,并且壁面切应力还可以在斑块形成过程中增强血液中动脉硬化成分与内皮细胞的相互作用而加速斑块形成<sup>[15-16]</sup>。对比图 6 可以发现,从心动收缩峰值期到心动收缩减速期,A 模型感兴趣区域比 B 模型感兴趣区域具有更低的壁面切应力分布。而从图 7 可以看出,A 模型感兴趣区域的振荡壁面切应力高于 B 模型感兴趣区域,特别是 A-V<sub>4</sub>left 区域,表明这些区域的血流方向变化较快。这些特点加速了动脉粥样硬化的形成。而动脉粥样硬化是血栓形成的主要原因,这使得椎动脉的感兴趣区域很容易形成血栓进而造成椎动脉狭窄。即使血栓是在其他区域形成,也会由于血小板在低切应力区域容易发生肿胀变形而形成聚集<sup>[13]</sup>,进而加速流经这些感兴趣区域的血栓的发展。从 A、B 研究对象的血管特征中可以发现,A 模型的 V<sub>4</sub> 区域较 B 模型的 V<sub>4</sub> 区域明显狭窄,根据以上血流动力学特征分析,这种具有狭窄几何兴趣的椎动脉更容易发生和加速动脉粥样硬化等原因造成血管的进一步闭塞,进而危害身体健康。

## 4 结论

本文应用计算流体力学方法对基于临床正常体位下采集的人体椎动脉 CTA 图像数据三维重构的真实血管模型进行非牛顿血液数值模拟,通过对比两个不同个体的血流动力学参数来分析椎动脉内血流动力学参数与椎动脉狭窄的关系,探讨了血流动力学因素(如低流速、低壁面切应力、高振荡壁面切应力)与动脉粥样硬化及血栓的形成关系,为进一步研究椎动脉狭窄等疾病的发病机理提供理论支持。

### 【参考文献】

- [1] Krzysztof J, Damian O. Numerical simulation of the blood flow through vertebral arteries[J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43: 177-185.
- [2] 华 扬. 实用颈动脉与颅脑血管超声诊断学 [M]. 北京: 科学出版社, 2002: 81.  
Hua Y. Practical carotid artery and cerebral vascular ultrasound diagnostics[M]. Beijing: Science Press, 2002: 81.
- [3] 彭红梅,杨德全. 双分叉动脉血流动力学特性的边界元分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25: 283-287.  
Peng HM, Yang DQ. Boundary element analysis on characteristics of double bifurcation arterial hemodynamics[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2010, 25: 283-287.
- [4] Steinman DA. Image-based computational fluid dynamics: A new Paradigm for monitoring hemodynamics and atherosclerosis [J]. Current Drug Targets-Cardiovascular & Haematological Disorders, 2004, 4: 183-197.
- [5] 杨金有,俞 航,刘 静,等. 基于 CT 图像胸主动脉夹层与正常胸主动脉内血流动力学模拟对比分析[J]. 生物医学工程与临床, 2010, 14: 390-393.  
Yang JY, Yu H, Liu J, et al. Comparison of blood flow dynamics in thoracic aortic dissection and normal aortic based on CT images [J]. Biomedical Engineering and Clinical Medicine, 2010, 14: 390-393.
- [6] 杨金有,俞 航,单晶心,等. 基于计算流体力学方法进行不同个体的主动脉弓内血流模拟对比分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27 (4): 2059-2062.  
Yang JY, Yu H, Shan JX, et al. Comparative analysis different individuals of the aortic Arch of blood flow simulation based on computational fluid dynamics methods [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2010, 27(4): 2059-2062.
- [7] Shahcheraghi N, Dwyer HA, Cheer AY, et al. Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2002, 124: 378-387.
- [8] Christof K, Jean XB, Mark GD, et al. Computational hemodynamics in the human aorta A computational fluid dynamics study of three cases with patient-specific geometries and inflow rates[J]. Technology and Health Care, 2008, 16: 343-354.
- [9] Barbara MJ, Peter RJ, Stuart C, et al. Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries transient simulations[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39: 1116-1128.
- [10] Chen J, Lu XY. Numerical investigation of the non-newtonian pulsatile blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39: 818-832.
- [11] 王盛章,陈家亮,鲁刚,等. 基于三维医学影像的脑动脉瘤内血液流动的数值模拟[J]. 医用生物力学, 2009, 24: 418-426.  
Wang SZ, Chen JL, Lu G, et al. Numerical simulation of blood flow in image-based cerebral aneurysms [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2009, 24: 418-426.
- [12] Daisuke M, Yamaguchi T. Computational fluid dynamics modeling and analysis of the effect 3-D distortion of the human aortic arch[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2002, 5: 249-260.
- [13] Caplan LR. Vertebrobasilar disease and thrombolytic treatment [J]. Arch Neurol, 1998, 55: 450-451.
- [14] 王鸿儒. 血液流变学 [M]. 北京: 北京医科大学、中国协和医科大学联合出版社, 1997: 91-94.  
Wang HR. Rheology [M]. Beijing: Beijing Medical University and China Union Medical University Joint Publishing House, 1997: 91-92.
- [15] Cheng C, Tempel D, van Haperen R, et al. Atherosclerotic lesion size and vulnerability are determined by patterns of fluid shear stress [J]. Circulation, 2006, 113: 274-275.
- [16] Gambillara V, Chambaz C, Montorzi G, et al. Plaque-prone hemodynamics impair endothelial function in pig carotid arteries [J]. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2006, 290: 2320-2328.