doi: 10.13241/j.cnki.pmb.2014.18.003

# 椎动脉狭窄内血液两相流动数值模拟分析\*

杨金有1 俞 航1 刘 静2 洪 洋1△

(1中国医科大学物理与生物物理学教研室 辽宁 沈阳 110001;2中国医科大学附属第一医院 放射线科 辽宁 沈阳 110001)

摘要 目的:对应用三维重构得到的人体真实椎动脉进行血液两相流数值模拟,与经典单相流牛顿血液模型对比,分析动脉粥样 硬化等病因与椎动脉狭窄处的血流动力学关系。方法:把考虑血细胞和血浆的两相流血液模型应用到逆向工程方法构建的基于 人体生理解剖特征的椎动脉三维几何模型中去进行数值模拟,分析血细胞分布情况等血流动力学参数,并与单相流模型的模拟 结果进行对比。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两相流和单相流模型的血流动力学参数。结论: 通过对比单相流数值模拟结果,得出血管狭窄处血细胞出现聚集,血流更加复杂和低壁面切应力分布等与动脉粥样硬化及血栓 的形成相关的结论。并且与两相流模型相比,单相流模型存在如无法获得如血细胞分布等不足,为进一步深入研究椎动脉等疾病 的发病机理提供方法和理论支持。

关键词:两相流;椎动脉;血流动力学;计算流体力学 中图分类号:R318.01;R543.1 文献标识码:A 文章编号:1673-6273(2014)18-3410-04

# Numerical Simulation in two-phase Blood Flow in Stenosis of Vertebral Artery\*

YANG Jin-you', YU Hang', LIU Jing<sup>2</sup>, HONG Yang<sup>1</sup>

(1 Department of Physics & Biophysics, China Medical University, Shenyang, Liaoning, 110001, China;

2 Department of Radiology, The First Affiliated Hospital China Medical University, Shenyang, Liaoning, 110001, China)

**ABSTRACT Objective:** Applied three-dimensional reconstruction of the human to get to simulate blood flow in vertebral artery based on two-phase blood model, and compared with the classic Newtonian model of single-phase flow to analysis the relationship between hemodynamic and vertebral artery stenosis causes such as atherosclerosis and so on. **Methods:** The blood was considered two-phase blood model with blood cells and blood plasma. Applied this blood model to simulate blood flow in three-dimensional geometric model of vertebral artery based on reverse engineering methods, and analysis hemodynamic parameters such as blood cell distribution. **Results:** Through transient calculation, obtained the hemodynamic parameters of the vertebral artery at different time during a cardiac cycle of two-phase flow model and single- phase flow. **Conclusion:** Comparing and analyzing the results of single-phase model and two-phase model, blood cells appear clustered, more complex blood flow and low wall shear stress distribution maybe cause atheroscle-rosis and thrombosis. And compared with the two-phase model, single-phase model is not enough for research such as no blood cells distribution.

Key words: Two-phase blood flow; Vertebral artery; Hemodynamics; Computational fluid dynamics

Chinese Library Classification: R318.01; R543.1 Document code: A Article ID: 1673-6273(2014)18-3410-04

## 前言

椎动脉是人体重要的供血循环系统。椎动脉正常工作可以 保证大脑有良好的供血,如果出现动脉粥样硬化、血栓等病因 导致的椎动脉狭窄或闭塞就会造成眩晕、猝倒等症状的出现进 而威胁生命<sup>[1,2]</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>[53]</sup>。同时这些血流复杂区域的血管因病变造成的 狭窄及其发展又将加速动脉粥样硬化病变的进程,两者相互促

#### 进,因此有必要深入了解人体椎动脉内血流动力学情况。

目前计算流体力学(Computational Fluid Dynamic, CFD)方 法在血流动力学研究中已经得到了广泛应用,但多数研究将血 液设为不可压缩的单相流体,这对血管直径较大和血流速度较 快的大血管是适用的。但对血管直径较小和血流速度缓慢且形 状复杂的小血管,特别是因病变导致的狭窄血管而言,则应考 虑血浆和血细胞的相互作用而将血液设定为液固两相流,因为 这样才体现血液的真实性质。并且有研究表明血液中血细胞的 聚集在动脉粥样硬化的形成过程中起到了关键作用<sup>[67]</sup>,而运用 液固两相流模拟便可以观察这些固体颗粒(血细胞)的运动和

<sup>\*</sup>基金项目:国家自然科学基金项目(G81273511)

作者简介:杨金有(1980-),男,副教授,主要从事心脑器官及血管动力学研究,电话:024-23256666-5337, E-mail:goldyjy@gmail.com △通讯作者:洪洋(1955-),女,教授,主要从血液流变学研究,电话:024-23256666-5334, E-mail:ydhongyang@163.com (收稿日期:2014-01-28 接受日期:2014-02-26)

聚集。但迄今关于椎动脉内血液液固两相流动的模拟分析仍然 十分少见,所以本文应用逆向工程方法三维重构了真实血管模 型并建立了血液的液固两相流模型进行数值模拟。通过与单相 流(牛顿流体)血液模型的数值模拟结果的对比,分析了血流动 力学因素与椎动脉狭窄之间的相互影响,为椎动脉疾病的病因 研究提供参考。

## 1 材料与方法

## 1.1 血液两相流模型

血液是由有形成分和血浆构成的。血浆占血液总体积的55%左右,而悬浮于血浆中的有形成分主要是血细胞,其又可分为红细胞、白细胞和血小板三类。其中红细胞占绝大部分,约占总数的95%,白细胞占0.13%,血小板占4.9%<sup>[89]</sup>。在液固两相流模型中,考虑到血细胞中绝大部分是红细胞而在计算中忽略其它有形成分的影响,假设血液是由红细胞悬浮于血浆构成的两相流系统<sup>[10,11]</sup>。液相(连续相):血浆设为不可压缩的牛顿流体<sup>[12,13]</sup>。固相(离散相):红细胞设定为球形刚性颗粒。液固两相流的控制方程为:

连续性方程:
$$\frac{\partial(\rho_{\kappa}\varepsilon_{\kappa})}{\partial}$$
+ $\nabla \cdot (\rho_{\kappa}\varepsilon_{\kappa}\nu)=0$  (1)

其中:ρ是血液密度;ε是体积分数,κ代表血浆和红细胞, ν是速度,t是时间;并且红细胞和血浆的体积分数之和为1。

动量方程: 
$$\frac{\partial(\rho_k \varepsilon_k v)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_k \varepsilon_k v v) = \rho_k \varepsilon_k \vec{g} \cdot \varepsilon_k \nabla_p + \nabla \cdot \varepsilon_k \tau_k + \sum_{k \neq 1} \beta_{kl} (\vec{v}_{l} \cdot \vec{v}_{k}) + \vec{F}_k$$
 (2)

其中:g是重力,P是压强, $\hat{\tau}_k$ 是切应力, $\beta_k$ 为相间动量转换 系数, $\hat{F}_k$ 是外力。

 $F_d = \beta_{kl}(\vec{\nu}l - \nu k)$ 相间的相互作用力,主要考虑为拖拽力,忽略固相所受重力,表达式为<sup>[10,11]</sup>:  $F_d\beta_{kl}(\vec{\nu}r - \nu k)$ 。

#### 1.2 数值模拟

1.2.1 逆向工程模型 本文应用逆向工程方法<sup>[1415]</sup>对中国医科 大学附属第一医院提供临床 CT 图像数据进行处理,截取基底 动脉前 85 mm 的血管为研究对象,并构建基于人体生理解剖 特征的三维重构几何模型。如图 1 所示。

1.2.2 网格划分 应用有限元分析软件 ANSYS-ICEM 进行网格划分。兼顾到网格数量质量和计算机硬件能力,将模型划分为四面体网格为 742387 个单元,259248 个节点。边界层厚度 0.01,增长率 1.2,层数 10。

1.2.3 边界条件和参数设定 应用通用有限元分析软件 AN-SYS-CFX 进行瞬态模拟。边界条件及参数设置如下:①入口条 件:参考 Jozwik K 和 Shahcheraghi N 等<sup>[1,16]</sup>报道的入口条件,并 用数值计算的方法设定所研究模型的入口血流速度随时间变 化如图 2 所示,模拟中液相和固相采用相同的血流速度波形。 ②出口条件:考虑到出口血流已经稳定,各出口相对压力设为 零<sup>[16,17]</sup>。③壁面条件:假定血管壁为刚性且无滑移<sup>[1,18]</sup>。计算类型 为非稳定瞬态计算,取正常人的心动周期 T=0.8 s,时间步长为 0.01 s。④血液参数设定:a、血液两相流模型(A):液相:密度为 ρ 血浆 =1.03× 10<sup>3</sup>Kg/m<sup>3</sup>,粘度为 3.71× 10<sup>3</sup>Kg·m<sup>-1</sup>·s<sup>-1</sup>。固相:设 红细胞占血液总体的 45%,为直径 8 微米的球形刚性颗粒,密 度为ρ红细胞=1.13×10<sup>3</sup> Kg/m<sup>3</sup>。b、血液单相流模型(B):假设 血液为牛顿流体,血液粘度系数为常数,密度为 3.71×10<sup>3</sup> Kg· m<sup>-1</sup>·s<sup>-1</sup>。除此之外,两种模型其他边界条件和参数的设置相同。



## 图 1 边界条件及兴趣点在模型上的位置

Fig. 1 Boundary conditions position and Specific regions of interest



图 2 入口速度曲线 Fig. 2 Inlet velocity at entrance

#### 2 计算结果

为讨论血管狭窄处的血流动力学参数变化,选取了椎动脉 上 4 个感兴趣位置。Point1 为狭窄血管开端处横截面,Point2 为 与 Point1 平行对称的正常血管处横截面;Point3 为狭窄血管末 端处横截面,Point4 为与 Point3 平行对称的正常血管处横截 面,具体位置见图 1。

#### 2.1 红细胞体积分数

图 3 为液固两相流模型(A)计算得到的感兴趣区域的血 细胞(主要是红细胞)的体积分数随心动周期的变换曲线。从曲 线的分布可以看出,正常一侧椎动脉上的感兴趣点(Point2 和 Point4)处的细胞体积分数几乎没有变化。而狭窄一侧的兴趣点 的细胞体积分数则有明显变化。在心动收缩加速期,狭窄血管 开始处(Point1)的细胞体积分数增大,而狭窄末端的细胞体积 分数则减少。这两处的细胞体积分数在心动舒张期时则与正常 血管处的 Point2 和 Point4 的体积分数相同,趋于平缓。图 4 为 A 模型在特征时刻点(收缩加速期 0.04 s、收缩减速期 0.17 s、 舒张中期 0.36 s 和舒张末期 0.79 s)的局部放大的血细胞体积 分数分布云图。从图像可以看出,在心动收缩加速期开始,狭窄 血管的开始端出现血细胞体积分数的最大值(46.07%)区域,之 后随时间向狭窄血管中间段处缓慢扩散。在心动收缩减速期, 在狭窄血管中段弯曲处内侧血细胞体积分数略高于其他处 (45.55%),舒张期,狭窄血管与正常一侧血管相比,血细胞体积 分数相差不多。



Time (s) 图 3 感兴趣点处的细胞体积分数曲线

Fig. 3 The curve of cell volume fraction on feature point within a cardiac cycle



图 4 血细胞体积分数在特征时刻点的分布 Fig. 4 Blood cell volume fraction on distribution at feature times

#### 2.2 血液流速场

图 5 为模型(A)和模型(B)在特征时刻点的血液流速场的 流线分布云图。



图 5 A、B 模型血流在特征时刻点的流线分布

Fig. 5 Blood velocity streamline distribution at specific locations of interest for A and B models at feature times

从图 5 中可以发现,无论哪种模型,血管狭窄处的血流速 度均略高于其他区域,特别是在血管最狭窄处的血流速度最 快,之后随入口血流速度的减小而降低,并开始出现回流现象。 在心动收缩加速期,模型(A)较模型(B)而言,在左右椎动脉交 汇处的血流更为复杂,涡流现象明显;并且从心动收缩减速期 开始,正常一侧血管的血流便出现断流现象。在心动舒张期,两 种模型的血流均出现断流现象。

#### 2.3 壁面切应力

图 6 为液固两相流模型(A)和单相流(B)的特征区域在特 征时刻点壁面切应力的平均值。由图 6 可见,在不同的感兴趣 区域,液固两相流模型(A)的壁面切应力的平均值要略大一 些。两种模型的感兴趣区域的壁面切应力平均值均是在心动收 缩开始时较大,然后逐渐减弱,在舒张末期,数值较小,趋于零。 而对比不同感兴趣区域可以发现,狭窄血管处的壁面切应力的 平均值均大于所对应的正常血管处,并且在心动收缩加速期, 狭窄血管开始处的模型(A)的壁面切应力平均值最大,达到 2.92Pa。



图 6 A、B 模型感兴趣区域壁面切应力平均值在特征时刻点的分布 Fig. 6 Mean wall shear stress at specific locations of interest for A and B models at feature times

# 3 讨论

应用血液两相流模型计算,获得了描述血细胞分布情况的 实验结果,这是单相流模型无法获得的。从实验结果可以看出, 在心动收缩期,由于血管狭窄使得血细胞在狭窄血管的开始端 出现聚集,进而使得狭窄血管末端处的血细胞体积分数减少。 在心动舒张期,狭窄血管弯曲内侧的血细胞相对聚集。并且这 些区域壁面切应力相对较低,这很容易加速血细胞聚集程度, 最终导致动脉粥样硬化等疾病。

在血管狭窄处血流速度较高,这满足流体力学中的连续性 原理。两种模型比较,可以发现两相流模型的血流在狭窄血管 末端的情况更为复杂,血管中断流现象更加明显。如果这一现 象能得到实验验证,则可以表明椎动脉的狭窄对脑部供血将产 生严重影响。

两种模型计算获得的壁面切应力在整个心动周期内均呈 现较低值分布。这种低切应力分布既可以影响血管内皮细胞而 诱发动脉粥样硬化,又加速狭窄血管处的血细胞聚集,促进动 脉粥样硬化的形成和发展<sup>[10,19,20]</sup>。两相流模型中血细胞的存在增加了血液的粘度,进而使得其壁面切应力值略高于单相流模型。

# 4 结论

本文针对有狭窄的人体椎动脉,开展了血液两相流的计算 流体力学方法数值模拟研究。并通过对比单相流数值模拟结 果,得出血管狭窄处血细胞出现聚集,血流更加复杂和低壁面 切应力分布等与动脉粥样硬化及血栓的形成相关的结论。并且 与两相流模型相比,单相流模型存在如无法获得如血细胞分布 等不足,当深入探索血液中的血液流场分布和生理现象时,应 选择血液两相流模型,这些为进一步深入研究椎动脉等疾病的 发病机理提研究方法和理论支持。

#### 参考文献(References)

- Jozwik k, Obidowski D. Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(1): 177-185
- [2] Cebral J R, Castro m a, Putman C M, et al. Flow-area relationship in internal carotid and vertebral arteries [J]. Physiol Meas, 2008, 29(5): 585-594
- [3] David A, Steinman. Image-based Computational Fluid Dynamics: A New Paradigm for Monitoring Hemodynamics and Atherosclerosis[J]. Current Drug Targets - Cardiovascular & Haematological Disorders, 2004, 4(1): 183-197
- [4] 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(4):283-287
   Peng Hong-mei, Yang De-quan. Boundary element analysis on characteristics of bifurcation arterial hemodynamics [J].Journal of
- [5] Filipovic N, Teng Z, Radovic M, et al. Computer simulation of three-dimensional plaque formation and progression in the carotid artery[J]. Med Biol Eng Comput, 2013, 51(6): 607-616

Medical Biomechanics, 2010, 25(4): 283-287

- [6] Hajjar DP. Atherosclerosis: An under-smtanmding of the cellular and molecular basis of the disease promises new approaches for its treatment in the near future[J]. American Journal of Science, 1995, 83 (5): 460-467
- [7] 王亮,陆清声,王晨,等.构建基于患者个体化的 Stanford B 型主动 脉夹层计算流体力学数值模拟分析模型 [J].现代生物医学进展, 2010,10(11):2137-2142

Wang Liang, Lu Qing-sheng, Wang Chen, et al. Generation of Patient Specific Computational Fluid Dynamics Models of Stanford Type B Aortic Dissection: from 3D Imaging to Numerical Simulation [J]. Progress in Modern Biomedicine, 2010, 10(11): 2137-2142

 [8] 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 Hong-ru. Rheology [M]. Beijing: Beijing Medical University

and China Union Medical University Joint Publishing House, 1997:

91-92

- [9] 冈小天.生物流变学(第二版)[M].北京: .科学出版社, 1989: 25-26
   Oka Shotenkyo. Biorheology (Second Edition) [M].Beijing: Science Press, 1989:25-26
- [10] Jung J, Lyczkowski R W, Panchal C B, et al. Multiphase hemodynamic simulation of pulsatile flow in a coronary artery [J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(11): 2064-2073
- [11] 陈国定, 王彦鹏, 宋江湖. 颈动脉狭窄病变下血液两相流动分析[J]. 西北工业大学学报, 2008, 26(2): 215-220
  Chen Guo-ding, Wang Yan-peng, Song Jiang-hu. Investigation of two-phase liquid/solid blood flow during stenosis of carotid artery[J]. Journal of Northwestern Polytechnical University, 2008, 26 (2): 215-220
- [12] Steinman D A. Image-based computational fluid dynamics: a new paradigm for monitoring hemodynamics and atherosclerosis [J]. Curr Drug Targets Cardiovasc Haematol Disord, 2004, 4(2): 183-197
- [13] Manosh C, Paul, Arkaitz Larman. Investigation of spiral blood flow in a model of arterial stenosis [J]. Medical Engineering & Physics, 2009, 31(9): 1195-1203
- [14] Yang Jin-you, Hong Yang. Numerical Simulations of the Non-Newtonian Blood Blow in Human Abdominal artery Based on Reverse Engineering [J]. Applied Mechanics and Materials, 2012, 140: 195-199
- [15] 杨金有,杨华哲,刘静,等.基于流固耦合计算流体力学模拟分析 人体主动脉弓内血液流动 [J].生物医学工程与临床,2013,1(1): 1-6

Yang Jin-you, Yang Hua-zhe, Liu Jing, et al. Blood flow in human aortic arch with fluid-structure interaction coupled computational fluid dynamic simulation [J]. Biomedical Engineering and Clinical Medicine, 2013, 1(1):1-6

- [16] Shahcheraghi N, Dwyer HA, Cheer AY, et al. Unsteady and three-dimensitional simulation of blood flow in the human aortic arch[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2002, 124(4): 378-387
- [17] Karmonik C, Partovi S, Schmack B, et al. Comparison of Hemodynamics in the Ascending Aorta Between Pulsatile and Continuous Flow Left Ventricular Assist Devices Using Computational Fluid Dynamics Based on Computed Tomography Images[J]. Artif Organs, 2013, 1(25): 1-7
- [18] Cebral J, Mut F, Sforza D, et al. Clinical Application of Image-Based CFD for Cerebral Aneurysms.[J]. International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 2011, 27(7): 977-992
- [19] 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(23): 2744-2753
- [20] 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(6): 2320-2328