

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-you¹, YU Hang¹, LIU Jing², HONG Yang^{1△}

(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 atherosclerosis 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^[1,2]。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^[3-5]。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,因为这样才能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^[6,7],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

* 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,主要从事心脑血管器官及血管动力学研究,电话:024-23256666-5337, E-mail: goldyyjy@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%^[8,9]。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^[10,11]。液相(连续相):血浆设为不可压缩的牛顿流体^[12,13]。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:

$$\text{连续性方程: } \frac{\partial(\rho_k \varepsilon_k)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_k \varepsilon_k \vec{v}) = 0 \quad (1)$$

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

$$\text{动量方程: } \frac{\partial(\rho_k \varepsilon_k \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_k \varepsilon_k \vec{v} \vec{v}) = \rho_k \varepsilon_k \vec{g} - \varepsilon_k \nabla P + \nabla \cdot \vec{\tau}_k + \sum_{k \neq l} \beta_{kl} (\vec{v}_l - \vec{v}_k) + \vec{F}_k \quad (2)$$

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

$F_d = \beta_{kl} (\vec{v}_l - \vec{v}_k)$ 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^[10,11]: $F_d = \beta_{kl} (\vec{v}_l - \vec{v}_k)$ 。

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^[14,15]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85mm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 ANSYS-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^[1,16]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^[16,17]。③壁面条件:假定血管壁为刚性且无滑移^[1,18]。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 $\rho_{\text{血浆}} = 1.03 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$,粘度为 $3.71 \times 10^{-3} \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ 。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 $\rho_{\text{红细胞}} = 1.13 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$ 。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 $3.71 \times 10^{-3} \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ 。除此之外,两种模型其他边界条件和参数的设置相同。

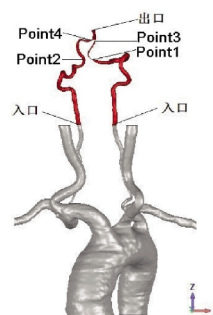


图1 边界条件及兴趣点在模型上的位置

Fig. 1 Boundary conditions position and Specific regions of interest

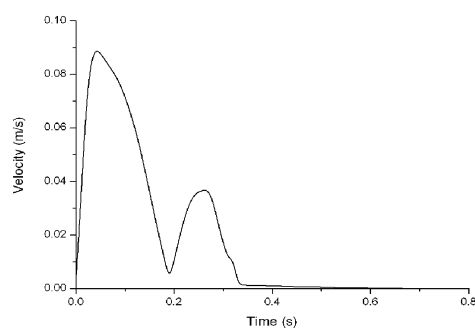


图2 入口速度曲线

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。

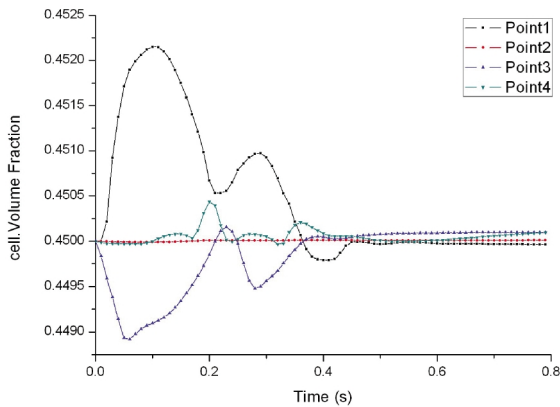


图3 感兴趣点处的细胞体积分数曲线

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

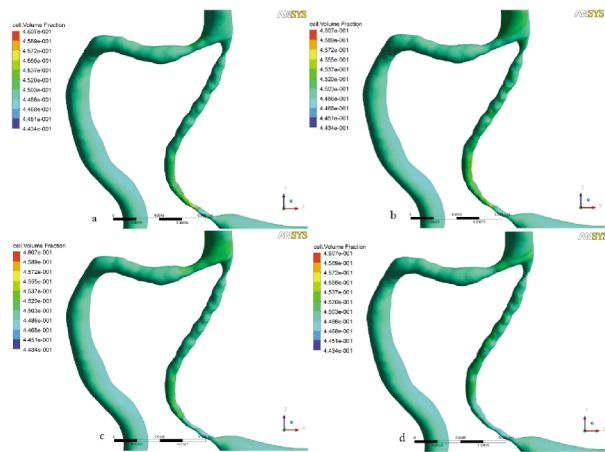


图4 血细胞体积分数在特征时刻点的分布

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。

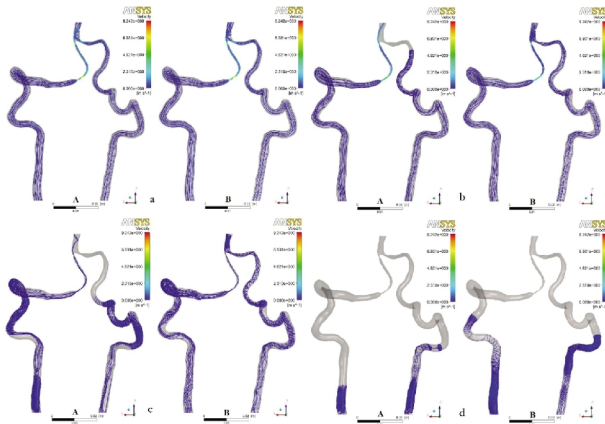


图5 A、B模型血流在特征时刻点的流线分布

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。

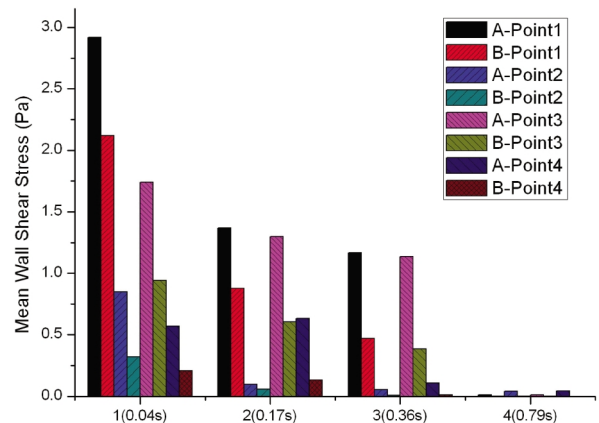


图6 A、B模型感兴趣区域壁面切应力平均值在特征时刻点的分布

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^[10,19,20]。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)

- [1] Jozwik k, Obidowski D. Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(1): 177-185
- [2] Cebra 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 Medical Biomechanics, 2010, 25(4): 283-287
- [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
- [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 Flow 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-dimensional 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] Cebra 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