

文章编号:1004-7220(2010)04-0283-05

双分叉动脉血流动力学特性的边界元分析

彭红梅, 杨德全

(内蒙古民族大学 物理与电子信息学院, 内蒙古 通辽 028043)

摘要: 目的 通过数值计算判断血流动力学特性的突变对双分叉动脉血管病变发展的影响。方法 利用边界元方法计算了一类双分叉侧支型动脉血管主管病变前后的血液流场、血管壁切应力、压力等血液流体动力学特性,并作了分析和比较,对病变产生、发展和加剧的流体动力学原因做出了合理的解释;通过对病变前后分支管壁切应力和压力的计算结果分析,对主管的病变是否会影响分支管的血液流体动力学特性做出了判断。结果 主管病变处由于血管腔变窄血液流速明显变大、切应力变大,主管病变或病变加剧对分支管血液流场分布及切应力并无明显影响,而使分支管壁血压升高。结论 血液的流体动力学特性对动脉粥样斑块的形成、发展、加剧、破裂有一定的影响,双分叉动脉主管病变的加重极易导致分支管分叉处粥样斑块病变的出现。

关键词: 双分叉血管; 病变; 切应力; 血压; 边界元方法; 血流动力学

中图分类号: R318.01

文献标志码: A

Boundary element analysis on characteristics of double bifurcation arterial hemodynamics

PENG Hong-mei, YANG De-quan (*Institute of Physics and Electronic Information, Inner Mongolia University for the Nationalities, Tongliao 028043, China*)

Abstract: Objective To judge the effect of hemodynamic characteristics on flow vessel of double bifurcation collateral by numerical calculation. **Method** A kind of double bifurcation collateral flow vessel's hemodynamic characteristics such as blood flowing velocity vector, the shear stress and pressure at the vessel wall were calculated, studied and compared by the boundary element method. The lesions caused and developed by hemodynamic reasons were logically explained. Whether the hemodynamic characteristics of the branch would be affected by the lesion in the primary branch vessel was judged based on calculation results of the shear stress and the pressure at the branch vessel wall before and after the lesions. **Results** In the primary branch vessel, the blood velocity and shear stress increased obviously if the lesion appeared to narrow the vessel. Although the blood velocity and the shear stress in the branch vessel were not affected by the lesion, but its blood pressure became high. **Conclusions** The blood hydrokinetic characteristics play an important role in the cause and development of cardiovascular diseases. The atherosclerosis could be caused in the branch vessel of double bifurcation arterial vessel as the lesion becomes more serious in its primary branch vessel.

Key words: Double bifurcation vessel; Lesion; Shear stress; Blood pressure; Boundary element method; Hemodynamics

血液循环系统中血栓和动脉粥样硬化等心脑血管病严重危害着人类的健康,导致血栓形成、引起动

收稿日期:2010-06-17; 修回日期:2010-07-12

基金项目:内蒙古民族大学科研项目(MDX2008106),内蒙古民族大学创新团队建设计划项目。

作者简介:彭红梅(1966-),副教授,研究方向:计算流体力学。

通讯作者:彭红梅,副教授, Tel: (0475) 8313314; E-mail: phm16888@126.com。

脉粥样硬化的因素有很多,但是随着科学技术的发展及多种学科间的交叉,流体力学工作者的大量研究表明,心血管疾病的发病机制及病变发展和血液的流体动力学特性有密切关系^[1]。

临床研究表明,动脉血管分叉处是血管病变的高发区,这与该处血液的流体动力特性发生突变有关^[2]。因此,研究复杂血管的血液流动一直是人们感兴趣的问题,早在1983年,Lutz等^[3]用双分叉血管模型对定常和非定常的情况进行了实验研究。血液循环系统分支复杂,理论分析中建立的分叉血管模型往往会有不规则的边界;而有限元方法对复杂的几何边界有极大的适应能力,但与边界元方法相比,计算工作量较大^[4]。由于边界元方法不需要域内网格划分,只需边界离散,因而在处理分叉血管这一复杂边界模型问题时有其独特的优越性。

本文利用边界元方法^[5]计算了一类双分叉侧支型动脉血管主支管病变前后的血液流场、血管壁切应力等血液流体动力特性;通过对计算结果的分析 and 比较,对病变产生和加剧的流体动力学原因做出了合理的解释;另外通过对病变前后分支管壁切应力和压力的计算结果分析,对主支管的病变是否影响分支管的血液流体动力学特性做出了判断。

1 数学模型

正常生理条件下,动脉血管具有弹性,能够张缩,血流中没有持续的湍流,是脉动的层流,血液是非牛顿流体。为了便于讨论,建立模型时假定血管为刚性管,血液为黏性不可压牛顿流体,做定常流动^[6]。一定分叉角度血管中血液三维流动的某些特征在二维分叉管道流动中也可以体现出来^[7],模型选择了双分叉侧支型动脉血管,计算了其血液二维流动特性。研究中设母管入口处宽为 H ,主支管出口为 $H/2$,分支管出口分别为 $H/4$,第1级分叉角为 50° ,距母管入口处距离为 H ,第2级分叉角为 30° ,距第1级分叉点距离为 $1.125H$,计算时取 $H = 1$ (无量纲量)。设血管中血液流动区域为 Ω ,其边界为 Γ ,满足的微分方程的无量纲形式为:

$$\begin{cases} \nabla \cdot T(V) = \nabla \cdot (VV) & (\Omega) \\ \nabla \cdot V = 0 \end{cases}$$

边界条件为

$$\begin{cases} T \cdot n |_{\Gamma_t} = t_s(\Gamma) \\ V |_{\Gamma_v} = V_s \end{cases} \quad (1)$$

如图(1)所示,其中 $\Gamma_t \cup \Gamma_v = \Gamma$, V_s, t_s 为边界 Γ 上给定的流体速度和面力, n 为边界 Γ 的单位法向量, $T(V)$ 为对应于速度 V 的应力张量。

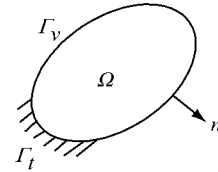


图1 区域与边界
Fig. 1 Area and boundary

利用 Stokes 方程的基本解,用加权余量法把血液在流动区域内满足的控制方程化为边界积分方程:

$$\begin{aligned} C(X)v_k(X) = & \int_{\Gamma} n_i(X_0)T'_{ij}(W^k(X-X_0))_0 v_j(X_0) d\Gamma_0 - \\ & \int_{\Gamma} n_i(X_0)T'_{ij}(V(X_0))_0 w_j^k(X-X_0) d\Gamma_0 + \\ & \int_{\Gamma} n_i(X_0)v_i(X_0)v_j(X_0)w_j^k(X-X_0) d\Gamma_0 - \\ & \int_{\Omega} v_i(X_0)W^k j_i(X-X_0)v_j(X_0) d\Omega_0 \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} C(X)p(X) = & - \int_{\Gamma} n_i(X_0)q^j(X-X_0)T'_{ij}(V(X_0))_0 d\Gamma_0 + \\ & \int_{\Gamma} n_i(X_0)q^j(X-X_0)v_i(X_0)v_j(X_0) d\Gamma_0 + \\ & \frac{2}{\text{Re}} \int_{\Gamma} n_i(X_0)q^j(X-X_0)v_j(X_0) d\Gamma_0 - \\ & \int_{\Omega} v_i(X_0)v_j(X_0)q^i(X-X_0) d\Omega_0 \end{aligned} \quad (3)$$

式中: $v_k (k=1,2)$ 表示速度; p 为压力; n_i 为边界外法向余弦; W^k 和 q^k 为 Stokes 方程的基本解; $T'_{ij}(V)$ 为 V 所对应的应力张量; $T'_{ij}(W^k)$ 为 W^k 所对应的应力张量。当 $X \in \Gamma$ 时, $C(X) = 1$; 当时, $C(X) = 1/2$ 。基本解和应力张量的表达式为

$$\begin{aligned} W_j^k = & - \frac{\text{Re}}{4\pi} \left[\delta_{jk} \ln \frac{1}{|X-X_0|} + \frac{(x_j-x_{j0})(x_k-s_{k0})}{|X-X_0|^2} \right] \\ q^k = & - \frac{1}{2\pi} \frac{x_k-x_{k0}}{|X-X_0|^2} \end{aligned}$$

$$T'_{ij}(V) = -p\delta_{ij} + \frac{1}{\text{Re}}(v_{i,j} + v_{j,i})$$

$$T'_{ij}(W^k) = q^k \delta_{ij} + \frac{1}{Re}(w^k_{i,j} + w^k_{j,i}) \quad (4)$$

式中: $i, j, k = 1, 2$ 。

2 数值解法

将边界 Γ 剖分为 n 个小单元, 第 β 个单元为 Γ_β ($\beta = 1, 2, \dots, n$), 这个单元的变量值取常值, 定义在形心上, 于是积分的离散形式为

$$C_\alpha v_{k\alpha} = \sum_{\beta=1}^N \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 L_{ijk\alpha\beta} n_{i\beta} v_{j\beta} - \sum_{\beta=1}^N \sum_{j=1}^2 M_{jk\alpha\beta} t_{j\beta} + \sum_{\beta=1}^N \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 M_{ijk\alpha\beta} n_{i\beta} v_{j\beta} v_{j\beta}$$

$$C_\alpha P_\alpha = - \sum_{\beta=1}^N \sum_{j=1}^2 R_{j\alpha\beta} t_{j\beta} + \sum_{\beta=1}^N \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 S_{ij\alpha\beta} n_{i\beta} v_{j\beta} \quad (5)$$

式中: $L_{ijk\alpha\beta}, M_{jk\alpha\beta}, R_{j\alpha\beta}, S_{ij\alpha\beta}$ 为积分系数; $i, j, k = 1, 2; \beta$ 表示边界面上第 β 单元; α 表示边界或内点的第 α 点。利用 Fortran 语言对离散式自编程序进行相关量的计算。

3 计算结果分析

动脉瘤、血栓形成、粥样硬化斑块等均会导致动脉管腔局部狭窄, 动脉局部狭窄不一定对称; 而由粥样硬化斑块病变造成的动脉狭窄常常接近对称^[6], 病变程度的加剧将导致动脉血管局部狭窄的加强。

3.1 血液流场分析

图 2 为无病变时血液流场分布图, 图 3、4 分别为主支管有粥样硬化斑块病变时血液流场分布图, 病变导致主支管腔局部狭窄, 狭窄处血流速度增大。图 4 与图 3 比较, 病变程度加强, 狭窄程度严重, 病变处血流速度进一步增大。而从 3 个图比较来看,

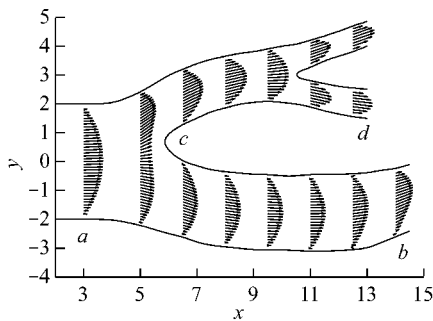


图 2 无病变时血液流场
 Fig 2 Blood flow field without lesion

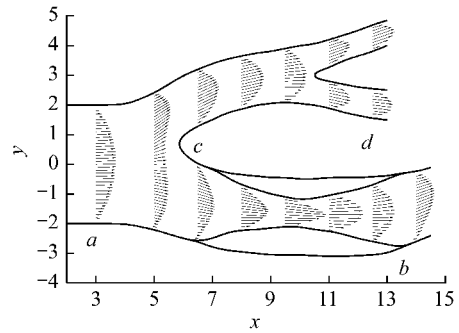


图 3 病变较小时血液流场
 Fig 3 Blood flow field with small lesion

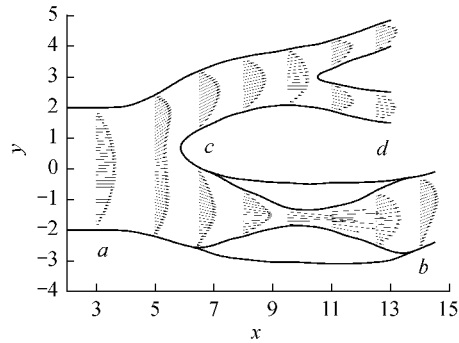


图 4 病变加强时血液流场
 Fig 4 Blood flow field with serious lesion

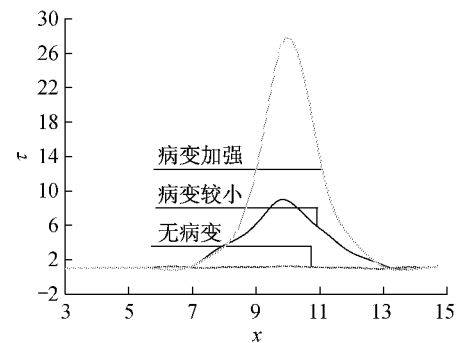


图 5 主支管 ab 血管壁切应力比较
 Fig 5 Comparison of shear stress at the main branch vessel wall ab

主支管产生病变或病变加剧对分支管血液流场分布并无明显影响。

3.2 主支管切应力分析

大量研究表明, 切应力的突变会导致动脉血管病变的产生, 切应力小处易使血脂沉积导致粥样斑块的产生, 切应力的增大会使血管内膜破损^[4]。分叉、弯曲血管内外侧壁切应力分布情况虽然不同, 但

总的变化趋势相同^[8]。图5为无病变、病变较小和病变加剧3种情况下主支管外侧壁(*ab*血管壁)的切应力比较示意图,图中显示当血管壁有粥样硬化斑块出现时,由于血管腔变窄,病变处切应力明显增大,故该处血管壁容易被撕裂造成内膜增生而使病变加剧,病变的加剧将进一步导致血管腔狭窄程度增加,由图4与图3比较,主支管病变略有加剧。图5计算结果表明,病变处切应力最大值成几倍增加,从而会更进一步加剧病变处内膜增生的速度,使病变斑块加速增长,最终成为斑块破裂的促发因素。这一结果说明了粥样斑块在形成到发展的过程中斑块越大增长速度越快,直到大到一定程度而破裂的血流动力学原因。

3.3 分支管切应力、压力分析

图6为无病变、病变较小、病变加强时分支管内侧壁(*cd*血管壁)的切应力比较图,计算结果显示在建立的图2~4的3种模型中,*cd*血管壁的切应力几乎没有变化,说明主支管病变的发生和加剧对分支血管壁的切应力并无明显影响。图6显示分支管分叉处切应力有明显的突变,分叉上游 $x < 10.5$ (无量纲量)切应力较小,该处易使血脂沉积^[4],产生病变。图7为无病变、病变较小、病变加强时分支管*cd*血管壁的压力比较图,计算结果显示随着主支管病变的加剧分支管壁压力明显变大,这一结果说明主支管内粥样斑块增大会导致动脉分支血管血压的升高。临床研究表明,长期的高血压会导致血管内膜增厚^[9],在分支管分岔上游 $9.0 < x < 10.5$ (无量纲量)血管壁压力明显偏高。图6显示该处也是低切应力区,因此,主支管病变的加重极易导致分支管

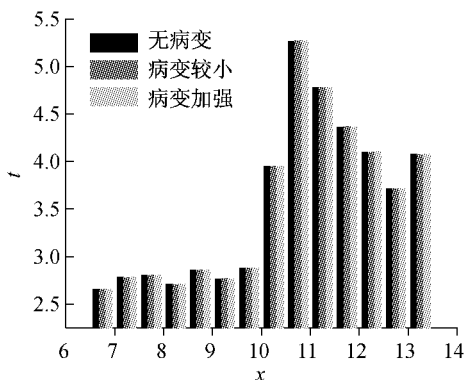


图6 分支管*cd*血管壁切应力比较

Fig 6 Comparison of shear stress at branch vessel wall *cd*

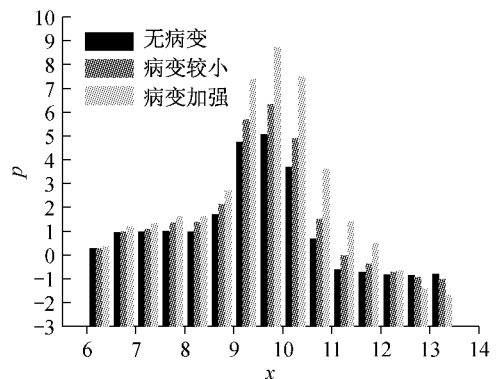


图7 分支管*cd*血管壁压力比较

Fig 7 Comparison of pressure at branch vessel wall *cd*

分岔处出现粥样斑块病变。

4 结语

计算结果表明,边界元方法对于处理多分支血管这一复杂边界问题方便、快捷、节约机时。数值计算中由于只在边界上离散,因而避免了复杂边界对区域内网格离散带来的不便^[10-13]。从结果分析可知,血液的流体动力学特性对动脉粥样斑块的形成、发展、加剧、破裂有一定的影响。另外,动脉粥样斑块的发展和加剧会导致动脉血管血压的升高,主支管病变的加重极易导致分支管分叉处出现粥样斑块病变。

参考文献:

- [1] Lee D, Chen JY. Numerical of flow fields in a tube with two branches [J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33: 1305-1312.
- [2] 刘有军, 乔爱科. 颈动脉分支的血流动力学数值模拟[J]. 计算力学学报, 2004, 21(4): 475-480.
- [3] Lutz RJ, Hsu L, Menawat A. Comparison of steady and pulsatile flow in a double branching arterial model [J]. Biomechanics, 1983, 16(9): 753-766.
- [4] Chen Yaosong, Ma Xinming. Shearing flow near a bypass with a ball in it [J]. Applied Mathematics and Mechanics, 17(1): 23-27.
- [5] Yang DQ, Zhao ZS. Boundary element theory and application [M]. Beijing: Beijing Science and Engineering University Press, 2002.
- [6] 秦任甲. 临床血液流变学 [M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2003.

- [7] Ojha M. Spatial and temporal variations of wall shear stress within an end-to-side arterial anastomosis model. *J Biomechanics*, 1983, 26(12):1377-1388.
- [8] 杨德全, 彭红梅. 动脉分叉管道血液流动的边界元分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2008, 25(4):814-817.
- [9] 马骁, 黎莉, 张薇. 高血压患者颈动脉粥样硬化与血流动力学改变的关系研究[J]. *中国高血压杂志*, 2002, 10(4):44-48.
- [10] Zhao GP, Xu SX, Wu J. 2D boundary element simulations of the effect of anisotropic hydraulic conductivity coefficient on interstitial fluid flow in solid tumor[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2006, 21:14-19.
- [11] Liang Dongke, Yang Dazhi, Qi Min. Finite element method and computational fluid dynamics used in the analysis of a stent[J]. *J Biomed Eng*, 2007, 24(3):549-553.
- [12] Zhang Qingbao, Wang Weiqiang. Finite element analysis on the crimped mechanical behavior of coronary Stents[J]. *J Beijing Biomedical Engineering*, 2006, 25(4):366-369.
- [13] 王光辉, 杨晓忠. 一类非定常流的奇异有限元分析[J]. *高等学校计算数学学报*, 2000, 22(3):232-239.

《骨科生物力学暨力学生物学》征订启事

《骨科生物力学暨力学生物学》一书由山东科学技术出版社出版发行,该书为《Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology》的中文版,《Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology》是《Basic Orthopaedics Biomechanics》的第三版,也是首次被译成中文版引进国内。本书的第一版和第二版分别问世于1991年和1997年,早已成为世界生物力学的圣经。两位主编 Van C. Mow(毛昭宪)和 Rik Huiskes 均为享誉世界的生物力学学者, Van C. Mow 现为美国国家工程院院士、国家工程生物工程部主任、美国国家医学科学院院士、哥伦比亚大学生物医学工程系主任,是世界极负盛名的生物力学创始者和奠基人之一; Rik Huiskes 现为《Journal of Biomechanics》杂志的主编。

本书较前两版内容有了重大的更新。多个章节如“骨折固定和骨折愈合的生物力学”、“软骨和骨组织工程的生物力学原则”和“生物材料”均为全新的章节;而对其他多个章节内容亦进行了大幅修订,以反映骨科生物力学和力学生物学领域的最新研究进展和临床应用。相信本书必将成为广大生物力学学者和骨科临床医生的良师益友!

本书主编:[美] Van C. Mow, [荷] Rik Huiskes

本书主译:汤亭亭,裴国献,李旭,白波

主审:戴尅戎,郑诚功

定价:120元/本

该书可以直接通过《医用生物力学》编辑部进行订购,编辑部收到汇款后将书籍和发票一起邮寄给您。联系方式如下:

电话:021-23271133, 传真:021-63137020

电子信箱:shengwulixue@gmail.com 联系人:于志锋