

文章编号:1004-7220(2009)02-0094-04

不同入口流量波形对颈动脉分叉壁面切应力的影响

刘 宾, 刘心悦, 丁祖荣

(上海交通大学 船舶海洋与建筑工程学院, 上海 200240)

摘要: 目的 研究不同颈总动脉生理流量波波形对颈动脉分叉壁面切应力的影响。方法 建立颈动脉分叉 TF-AHCB 数值模型。用 Womersley 方法求解 Bloch 和 Holdsworth 两种经典的血液流量波形的速度分布, 并作为入口条件用 CFD 软件计算分叉管内流场和壁面切应力分布。结果 两种波形在颈动脉分叉根部外侧壁形成的低切应力区相仿, 但具有较低重搏波波谷的 Holdsworth 波形使局部振荡剪切因子明显增大。Holdsworth 波形产生的振荡剪切因子是 Bloch 波形产生的 1.75 倍, 局部最高值可达 0.49。结论 在对动脉分叉管血流动力学数值或实验模拟中, 正确设定入口流量波形和速度剖面条件是重要的。

关键词: TF-AHCB 模型; Womersley 解; 数值模拟; 壁面切应力; 振荡剪切因子

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Effects of different inlet flow waveform on wall shear stress of carotid artery bifurcation

LIU Bin, LIU Xin-yue, DING Zu-rong. (Shanghai Jiaotong University, School of Naval Architecture, Ocean and Civil Engineering, Shanghai 200240, China)

Abstract: Objective To study the effect of different carotid artery flow waveform on the wall shear stress of carotid artery bifurcation. **Method** Special software is used to construct the carotid bifurcation TF-AHCB numerical model. Using Womersley method, two classic blood flow velocity profiles, Bloch and Holdsworth, were computed and inputted separately into CFD software as inlet conditions to compute the flow field and wall shear stress distribution of carotid artery bifurcation. **Result** Low wall shear stress zones of carotid artery bifurcation outboard root produced by the different flow waveforms are similar, but Holdsworth waveform makes oscillatory shear index increased significantly because of its lower dicrotic notch, and it is 1.75 times as the oscillatory shear index produced by Bloch and in some areas even high up to 0.49. **Conclusions** In carotid artery bifurcation hemodynamics numerical experiments or simulant experiments, correctly inlet flow waveform and velocity profile conditions are important.

Key words: TF-AHCB model; Womersley solution; Numerical simulation; Wall shear stress; Oscillatory shear index

对易发生动脉粥样硬化症的人颈动脉分叉内的血流动力学数值模拟和实验研究需要知道入口截面即颈总动脉截面上的速度剖面条件^[1], 不同的流量波形对应不同的入口速度剖面。目前虽然能用多普

勒超声、核磁共振等方法测量人颈总动脉断面上的流量波, 但仍然不能直接测量速度剖面。KE Bloch 于 1981 年用超声的方法测量了人颈总动脉的流量波形, 并被 Ku 等直接应用^[2,3]。Holdsworth 等于

收稿日期:2008-09-08; 修回日期:2009-02-19

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 10672104), 上海市重点学科建设项目(B206)

作者简介:刘宾(1980-), 男, 博士研究生, 研究方向:颈总动脉流场分析。

通讯作者:丁祖荣, 教授, Tel: (021) 34204313; E-mail: zrding@sjtu.edu.cn

1999 年用超声的方法测量了多例志愿者的血流,归纳出另一个颈总动脉流量波形^[4]。两种波形在颈动脉血流动力学数值模拟和实验研究中都有广泛应用。本文分别对 Bloch 和 Holdsworth 两种有代表性的颈总动脉流量波形用 Womersley 方法求解其速度剖面,并作为人颈动脉分叉 TF-AHCB 模型的入口条件,用 CFD 软件计算分叉管内流场和血流动力学壁面参数,考察不同入口流量波形对颈动脉分叉管壁面参数的影响。壁面参数包括壁面切应力(WSS)和振荡剪切因子(OSI)等^[3]。

1 方法

1.1 颈动脉分叉数值模型

假设血液为不可压缩的牛顿流体,忽略管壁的弹性。人颈动脉分叉管模型采用音叉型 TF-AHCB 模型。它是在采集国人尸体标本数据的基础上建立的,对 Y 型人颈动脉分叉模型的修正模型^[5,6]。设颈总管、带窦的颈内管和颈外管位于同一分叉平面内,将三根管的轴线组成的平面称为流场对称平面。窦轴线与颈外动脉轴线的夹角为 50°。除分叉部位外管截面均为圆形。颈动脉分叉管的数值模型如图 1 示。血液从颈总管流入,颈内管和颈外管的分流量比为 7:3。

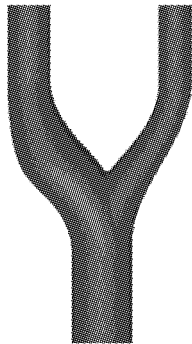


图1 IF-AHCB 模型

Fig.1 IF-AHCB model

1.2 直圆管流量波与速度分布

Womersley 曾用 N-S 方程求解了刚性直圆管中谐波压强梯度下的速度分布^[7],可将其推广到颈总动脉生理流量波。设流体密度为 ρ ,动力黏度和运动黏度分别为 μ, ν 。管轴取为 z 轴。设角频率为 ω ,用复数形式表示的轴向谐波压强梯度

$$-\frac{dp}{dz} = A^* e^{i\omega t} = A^* (\cos \omega t + i \sin \omega t) \quad (1)$$

式中, A^* 为压强梯度的幅值。轴向速度也为以下谐波形式:

$$w = u e^{i\omega t} = u (\cos \omega t + i \sin \omega t) \quad (2)$$

式中: u 为轴向速度幅值。将式(1)、(2)代入柱坐标形式的 N-S 方程

$$\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} - \frac{1}{\nu} \frac{\partial w}{\partial t} = -\frac{A^*}{\mu} e^{i\omega t}$$

简化后可得 u 满足的 Bessel 方程

$$\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} - \frac{i\omega}{\nu} u = -\frac{A^*}{\mu}$$

结合边界条件解得 u , 复数形式的轴向速度为

$$w = \frac{A^* R^2}{i\mu\alpha^2} \left[1 - \frac{J_0(\alpha y i^{3/2})}{J_0(\alpha i^{3/2})} \right] e^{i\omega t} \quad (3)$$

式中,引入了无量纲半径 $y = r/R$ 和 α 数,其中

$$\alpha = R \sqrt{\omega/\nu}$$

沿管截面对速度积分,得体积流量

$$Q = \frac{\pi R^2 A^*}{i\mu\alpha^2} \left[1 - \frac{2J_1(\alpha i^{3/2})}{\alpha i^{3/2} J_0(\alpha i^{3/2})} \right] e^{i\omega t} \quad (4)$$

对任意波形的周期性脉动流量可进行傅里叶分析

$$Q = \sum_{n=0}^N B_n e^{in\omega t} \quad (5)$$

联立求解式(3)、(4)、(5)可得相应的轴向速度分布式:

$$w(r, t) = \frac{2B_0}{\pi R^2} \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] + \sum_{n=1}^N \left\{ \frac{B_n}{\pi R^2} \left[\frac{1 - \frac{J_0(\alpha_n \frac{r}{R} i^{3/2})}{J_0(\alpha_n i^{3/2})}}{1 - \frac{2J_1(\alpha_n i^{3/2})}{\alpha_n i^{3/2} J_0(\alpha_n i^{3/2})}} \right] \right\} e^{in\omega t} \quad (6)$$

1.3 两种颈总动脉流量波形

将 Bloch 采集的颈总动脉流量波形(简称为 B 波形)和 Holdsworth 等采集的颈总动脉流量波形(简称为 H 波形)分别作为本文的颈动脉分叉模型的入口流量波形,如图 2 所示。本文对两种波形进行了处理,使其具有相同周期和平均雷诺数。分别按式(6)求其速度剖面,作为颈动脉分叉模型分叉点以下 6 D(D 为颈总管直径)处截面的入口边界条件。

两种波形的主要区别是 H 波形具有较高的峰

值流量和较低的重搏波波谷流量,两者的特征时间点也不同。为了比较两种入口波形对分叉管内流场的影响,在一个心动周期内取5个特征时间点:A收缩上升期,B峰值期,C收缩下降期,D重搏波波谷,E舒张期。两种波形中的特征时间点见表1。

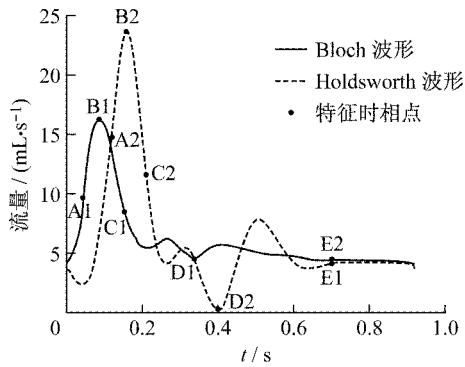


图2 Bloch 和 Holdsworth 两种流量波形

Fig.2 Bloch and Holdsworth flow waveforms

表1 两种波形特征时间点

Tab.1 Two flow waveforms characteristic time points

	t/s				
	A	B	C	D	E
B 波形	0.05	0.09	0.16	0.34	0.7
H 波形	0.11	0.15	0.22	0.40	0.7

1.4 网格划分和计算

使用计算前处理软件,采用六面体网格为基本类型划分网格,最终产生有 271 643 个网格,291 600 个节点的计算网格。CFD 软件为 ANSYS 公司基于有限体积法的 Fluent 6.0,采用三维双精度,一阶分离隐格式计算。计算步长为 1 ms,使用 INTEL 公司 XEON 处理器,主频为 3.0 GHz,内存 4 GB,计算 3 个心动周期,数据采用第 3 个计算周期的数据。

2 结果

2.1 流场

图 3 为在不同特征时间点,与两种流量波形对应的颈动脉分叉平面内的流场色斑图。上行为 B 波形,下行为 H 波形。浅色代表速度高区,深色代表速度低区。根据计算结果,在特征时间点 B,H 波形在分叉管内的最高流速和高速度区(0.7 ~ 0.95 m/s)所占的比例都明显比 B 波形高;而在特

征时间点 D,H 波形在分叉管内低速度区(0.05 m/s 以下)所占比例明显比 B 波形高,约为 B 波形的 1.5 倍。

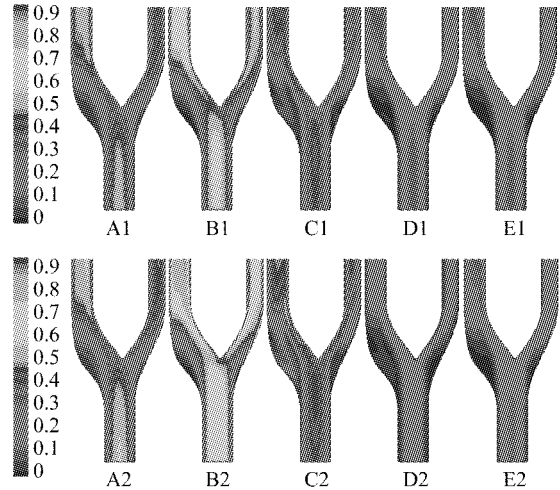


图3 颈总动脉分叉处流场图(上为 B 波,下为 H 波)

Fig.3

2.2 壁面切应力

图 4(a)为一个心动周期内颈动脉分叉壁面上的平均壁面切应力(WSS)色斑图(单位 Pa)。上行为 B 波形,下行为 H 波形。浅色代表切应力高区,深色代表切应力低区。每行 3 幅图分别为对称平面、颈动脉窦内侧和颈外动脉外侧 3 个方向的视图。从图中可见,两者均在分叉管两侧根部区域形成低切应力区($\tau < 0.5$ Pa)。两种波形的低切应力区分布和范围无明显差别。

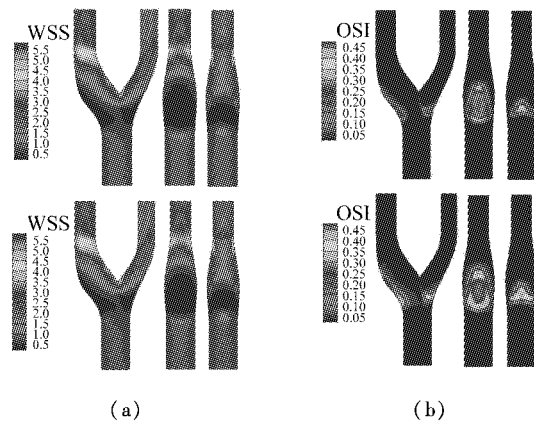


图4 (a) WSS,(b) OSI 图(上 B 波,下 H 波)

Fig.4 (a)WSS, (b)OSI (top is B flow wave, bottom is H flow wave)

2.3 振荡剪切因子

图 4(b) 为根据壁面各点一个周期内的切应力变化数据计算的振荡剪切因子 (OSI) 色斑图。上行为 B 波形, 下行为 H 波形。深色代表 OSI 值低, 浅色代表值高。每行 3 幅图的视图方向与 (a) 相同。

从图中可见, 两种波形虽然均在分叉管两侧根部形成了相似的高 OSI 区, 但其量值存在明显差别。H 波形的 OSI 平均值 (0.21) 约为 B 波形 (0.12) 的 1.75 倍。在高 OSI 区中, H 波形大于 OSI = 0.2 的区域是 B 波形的 2 倍以上; H 波形大于 OSI = 0.4 的区域更是 B 波形的 10 倍以上。

3 讨论

目前认为低切应力和高振荡剪切因子是两个可能与动脉内膜增生和粥样斑块有关的流体力学影响因素。图 3 和图 4 表明, 两种流量波形在颈动脉分叉的内外侧根部均形成诱发内膜增生和粥样斑块的条件。但内侧的诱发区面积远远大于外侧, 约为 2.5 倍。这是由两侧管壁的几何形状差异及流量分配决定的。虽然 TF-AHCB 模型的左右分叉角相同 (25°) 但在左侧根部存在膨出的颈动脉窦, 使左侧壁外弯的曲率更大, 血管呈膨胀形, 在加上流量为右侧动脉的 2.3 倍, 使左侧根部的流动分离区明显大于右侧。这从图 3 的流场图中也可看到。

从图 3 和图 4 还可以看到, 就低切应力区范围而言, B 波形和 H 波形没有显著差别。这是因为影响低切应力区范围的主要是舒张期波形, 而两者的舒张期波形相似。在高 OSI 区范围和量值方面, 两种波形存在较明显的差异。实际上 H 波形较高的收缩期峰值和较低的重搏波波谷值决定了它的脉动量超过 B 波形, 因此, 无论是 OSI 平均值还是最大值, H 波形都比 B 波形大得多。

从文献上看 H 波形主要采集于年青人, 而 B 波形的采集对象不明, 很可能是中老年人。本研究提示在动脉内膜增生和粥样斑块的发展过程中, 在初期 OSI 影响可能较大, 而到中后期可能减弱了。研

究结果表明, 颈总动脉内的流量波形对颈动脉分叉管内, 特别是颈动脉窦壁面上的流体力学壁面参数有明显影响。由于各人的心脏主动脉输出波形不同、动脉血管特性和几何形态不同及其他因素, 到达颈动脉分叉入口截面上的速度剖面形状不同, 引起颈动脉分叉管侧壁内膜增生和粥样斑块易发部位的流体力学壁面参数也不同。在对病人进行动脉血流个体化测量和数值模拟时, 不仅要求在临床上正确定位测量截面、提高动脉流量波形的测量精度, 而且正确地将流量波形转换为入口截面速度剖面条件也是重要的。

参考文献:

- [1] Caro CG. Alterations of arterial hemodynamics associated with risk factors for atherosclerosis induced by pharmacological means: implications for the development/management of atherosclerosis [M]. In: Hosocoda S, et al. (Eds.), Recent progress in cardiovascular mechanics. Harwood Academic Publishers, Chur, Switzerland, 1994. 197-213.
- [2] Bloch KE. Quantifizierung der Blutstromung im Bereiche der Carotisbifurcation mittels Ultraschall [Dissertation]. Zurich. University of Zurich, 1981.
- [3] Ku DN, Giddens DP, et al. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation [J]. Arteriosclerosis, 1985, 5(3): 293-302.
- [4] Holdsworth DW, Norley CJD. Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects [J]. Physiol. Meas. 20, 1999: 219-240.
- [5] Ding Z, Yang S, Zu X, et al. Hemodynamic simulation of the effect of asymmetric entry velocity profile on wall shear stress in carotid bifurcation model [J]. J. Biomech, 2006, 39 (Suppl 1): S606.
- [6] 丁祖荣, 王克强. 颈动脉分叉的 TF-AHCB 模型 [J]. 上海交通大学学报, 2002, 36: 87-90.
- [7] Womersley JR. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known [J]. J. Physiology, 1955, 127: 553-563.