

文章编号:1004-7220(2014)02-0135-06

管径比对全阻塞动脉旁路移植流场的影响

徐智¹, 蒋文涛¹, 樊瑜波², 郑庭辉¹, 邓小燕²

(1. 四川大学应用力学系, 生物力学工程实验室, 成都 610065; 2. 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100083)

摘要: **目的** 研究管径比对全阻塞动脉旁路移植流场的影响, 为指导动脉旁路移植手术, 减少术后再狭窄提供理论依据。 **方法** 采用数值方法研究5种不同移植管与主血管的管径比对全阻塞情况下动脉旁路移植流场的影响, 分析速度、二次流、壁面切应力和壁面切应力梯度等血流动力学参数的分布及其随管径比增大的改变。同时, 为表明本文所采用模型的合理性, 针对目前常使用的两类模型, 比较在管径比1.0情况下全阻塞完整模型(Model A)、全阻塞局部模型(Model B)和75%狭窄完整模型(Model C)之间的血流动力学差异。 **结果** Model A和Model C的血流动力学特性是完全不同的; 移植管顶部截面内的速度分布对下游吻合处的主血管底部壁面切应力的影响是显著的, 最大相差达79%。大管径比时, 主血管底部的壁面低切应力区较大, 但壁面切应力分布均匀, 壁面切应力梯度较小。而小管径比时, 主血管底部的壁面低切应力区较小, 但壁面切应力梯度较大。 **结论** 采用整体模型单独研究全阻塞情况下的管径比对流场的影响是有必要的。管径比对全阻塞动脉旁路移植的流场具有显著影响, 采用大管径比进行动脉旁路移植将有助于缓解吻合口处由于再狭窄而产生的阻塞。

关键词: 管径比; 全阻塞; 动脉旁路移植; 再狭窄; 切应力; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

The influence of graft-host diameter ratio on flow fields in fully-occluded artery bypass graft

XU Zhi¹, JIANG Wen-tao¹, FAN Yu-bo², ZHENG Ting-hui¹, DENG Xiao-yan² (1. Biomechanics Engineering Laboratory, Department of Applied Mechanics, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China)

Abstract: **Objective** To investigate the influence of graft-host diameter ratio on the flow field of fully-occluded artery bypass grafts and provide a theoretical guidance for reducing restenosis in artery bypass graft surgery. **Methods** Five models were employed to numerically investigate the influence of graft-host diameter ratio on the flow field of fully-occluded artery bypass grafts. The distributions of hemodynamic parameters such as velocity, second flow, wall shear stress (WSS) and wall shear stress gradient (WSSG) and their change in line with the increase of diameter ratio were analyzed. In addition, comparison of hemodynamic differences in a fully-occluded complete model (Model A), a fully-occluded partial model (Model B) and a 75% stenosis complete model (Model C) with graft-host diameter ratio of 1.0 was conducted to validate the fully-occluded complete model established in this study. **Results** The hemodynamic performance of Model A was totally different from that of Model C, and the velocity distribution at the graft top had an obvious influence on the WSS distribution at host artery bed in the downstream anastomosis, with maximum WSS differences reaching 79%. A large graft-host diameter ratio resulted in a large size of low WSS region at the host artery bed, but with uniformly distributed WSS and small WSSG. A small graft-host diameter ratio resulted in a small size of low WSS region at the host artery bed, but with large WSSG. **Conclusions** It is necessary to adopt a complete model to study the influence of graft-host diameter ratio on the flow field of fully-occluded artery bypass grafts. The diameter ratio had a significant impact

收稿日期:2012-10-21; 修回日期:2012-12-30

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10872138)。

通信作者:蒋文涛, 教授, Tel:(028)85405140; E-mail:scubme@aliyun.com。

on the flow field of fully-occluded artery bypass graft, thus a large ratio could be helpful to reduce the occlusion resulted from the restenosis at the downstream anastomosis in artery bypass graft.

Key words: Diameter ratio; All-occlusion; Artery bypass graft; Restenosis; Shear stress; Hemodynamics

动脉旁路移植(artery bypass graft, ABG)作为临床治疗血管严重阻塞疾病的主要手段,术后的再狭窄一直是影响其疗效的重要因素^[1]。临床统计发现,引起动脉旁路移植再狭窄的内膜增生主要发生在吻合口的缝合线部位和吻合口对面的主体动脉这两个位置。普遍认为缝合线部位发生的内膜增生主要是由于手术损伤和血管顺应性不协调引起的生物学愈合现象,而吻合口对面主体动脉的内膜增生则和血流动力学因素相关^[2]。因此,改善吻合口的局部流场是目前力图减少再狭窄的重要途径^[3]。

影响吻合口局部血流动力学的因素,除了吻合口形状^[4]和吻合角度^[5]外,移植血管和主体血管的管径比也是重要因素之一^[6]。例如,Abbott等^[7]针对244个股动脉旁路移植病例的随机试验,发现大直径的移植管(7~8 mm)比小直径(5~6 mm)发生再狭窄的机率明显减小。Stonebridge等^[8]针对261例临床病症进行随机试验,发现在吻合处施加静脉袖口补丁可提高膝下腿弯部动脉旁路移植的手术成功率,推断是由于吻合口直径的减小改善了局部流场。因此,研究管径比对动脉旁路移植流场的影响,对指导动脉旁路移植手术、减少术后的再狭窄具有重要意义。

Longest等^[9]研究两种不同管径比(移植管:主管=2:1,1.5:1)对股动脉旁路移植的血流动力学参数的影响,认为1.5:1有利于减少内膜增生,这与Xiong等^[10]的结论一致;乔爱科等^[11]研究了不同管径比对冠状动脉搭桥术的流场及壁面切应力的影响,认为大直径的移植管在一定程度上可改善局部的血流动力学状况;但Jan等^[12]的研究却认为移植管与主管的管径相近为宜。

在这些研究中,阻塞段血管均被处理为部分开放的,即模拟的是非完全阻塞情况下的动脉旁路移植。例如,文献[8]中假设阻塞段的流量和主管吻合口下游流量分别为总血流量的20%和80%;文献[10]中则在阻塞管建立了1个75%的正弦波状狭窄,使用在体测量的流量作为阻塞段血管的入口流量。而动脉旁路移植其适应症一般是严重狭窄的

血管,特别对于完全阻塞的血管,其只能采用动脉旁路移植手术治疗。因此,有必要了解当血管完全阻塞时,移植管和主管的管径比对吻合口处流场的影响。

另外,前述部分研究^[9-11]在建模时只考虑移植管和主管的下游部分,在移植管的顶部入口采用的是完全发展流作为边界条件,而未考虑移植管上游结构对流场的影响。而实际上,在动脉旁路移植的上游,由于吻合处的分岔以及移植管的弯曲使得流场在移植管的顶端发生变化^[13-14]。速度场不仅不是轴对称的完全发展流,而且还有二次流存在,这些都将影响下游吻合处的流场分布。因此,在建立计算模型时考虑移植管和主管的完整构型对真实了解流场分布是非常重要的。

为此,本文建立完整的全阻塞动脉旁路移植血管模型,研究5种不同管径比对吻合处流场的影响,并了解何种管径比有利于改善血流动力学参数的分布。同时,为表明所采用模型的合理性,针对前述的两类模型,比较全阻塞完整模型(Model A)、全阻塞局部模型(Model B)和75%狭窄完整模型(Model C)之间的血流动力学差异。

1 模型与方法

建立全阻塞完整模型(Model A),其中主管直径 $d = 6$ mm,角度 $\beta = 30^\circ$,吻合口之间距离 $L = 48$ mm,移植管与主管的管径比 $R = D/d$ 分别取 $R_1 = 0.8, R_2 = 1.0, R_3 = 1.2, R_4 = 1.5, R_5 = 2.0$ (见图1)。为保证上游吻合口充分发展和避免出口边界条件对下游吻合口流场的影响,入口管和出口管

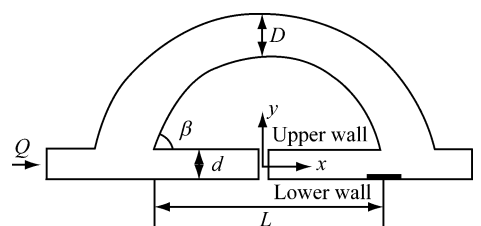


图1 动脉旁路移植模型示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the artery bypass graft

均延长 20 倍主管直径。生成的网格为非结构 6 面体网格,并在壁面附近加密。几何模型和网格划分在 Gambit 2.0 软件中完成(见图 2(a)、图 3,以 $R_2 = 1.0$ 为例)。

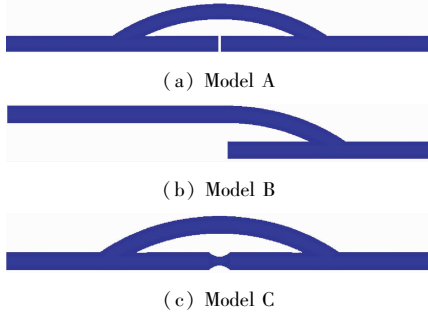
图 2 几何模型 ($R_2 = 1.0$)

Fig. 2 Geometrical models

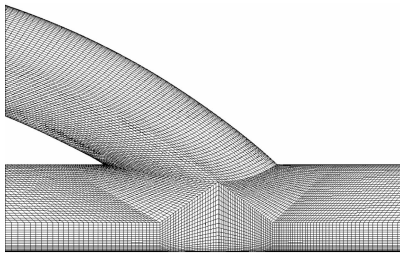
图 3 计算模型局部网格 ($R_2 = 1.0$)

Fig. 3 Partial mesh of the model

Model B 和 Model C 的几何构型如图 2(b) 和 (c) 所示,管径比取 $R_2 = 1.0$,其余几何尺寸与 Model A 相同。

假设血液为 Casson 非牛顿流体,其三维流动情况下的本构关系^[15]:

$$\tau = \frac{1}{2\sqrt{D_{II}}}(k_0 + k_1\sqrt{2\sqrt{D_{II}}})^2\dot{\gamma} \quad (1)$$

式中: τ 为切应力, $\dot{\gamma}$ 为切变率, $k_0 = 0.063(\text{N}/\text{m}^2)^{1/2}$, $k_1 = 0.057(\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^2)^{1/2}$,

$$D_{II} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 d_{ij}d_{ij}$$

$$d_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

令

$$\mu = \frac{1}{2\sqrt{D_{II}}}(k_0 + k_1\sqrt{2\sqrt{D_{II}}})^2 \quad (2)$$

并假设流动为定常层流,血管为无滑移刚性壁。

这样待解问题可用如下的基本方程组表示:

$$\begin{cases} \frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 & (i, j = 1, 2, 3) \\ \rho \frac{\partial u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \end{cases} \quad (3)$$

式中:第 1 式为连续性方程,第 2 式为运动方程。 u_i 为流速, P 为流体压力, ρ 为流体密度, μ 为流体的表观黏度。

设定入口流量 $Q = 2.28 \text{ mL/s}$,出口处采用压力出口 (pressure-out) 条件,并设出口压力 $P_{\text{out}} = 0$ 。计算采用有限体积法,在通用 CFD 计算软件 Fluent 6.0 中进行。求解器采用 Segregated Solver,压力速度校正采用 SIMPLEC 算法,压力和动量离散均选用二阶格式,残差收敛阈值设为 10^{-6} 。

2 结果和讨论

尽管内膜增生在移植管的上下游都会发生,但术后再狭窄主要发生在下游吻合口附近,故本文的结果分析将主要针对移植管下游吻合口附近的流场。

图 4、5 所示为 Model A、B 和 C 三者之间流速和主管管底部壁面切应力比较。Model C 由于在阻塞段有血流通过,其流速和底部壁面切应力分布与 Model A、B 相差较大。Model A、B 尽管在流速上相差不大,但由于 Model A 在移植管的顶部位置,流速峰值偏向外侧壁面,和 Model B 的轴对称完全发展流动有一定差异,使得主管管底部的壁面切应力产生显著差异,最大相差达 79%。由此可知,全阻塞情况下和部分开放情况下的血流动力学特性是完全不同的。全阻塞情况下,局部模型和完整模型之间也有显著差异,故建立完整的移植管和主管管计算模型,单独研究全阻塞情况下管径比对流场的影响是有必要的。

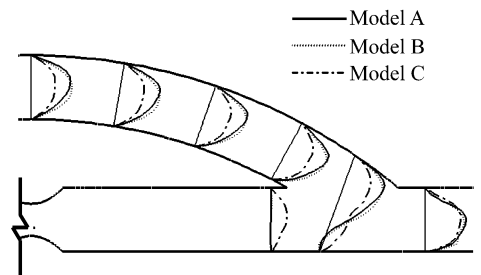


图 4 流速比较

Fig. 4 Comparison of velocity

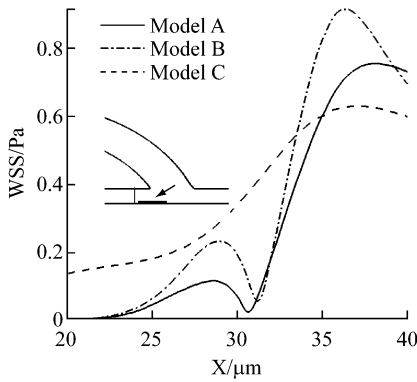


图5 壁面切应力比较
Fig. 5 Comparison of wall shear stress on the bed of artery in the downstream anastomosis

模型子午面内的速度分布显示,在上游吻合口由于分岔并且主血管被阻塞,血液全部流向移植管,只是在小管径比情况下($R_1 = 0.8, R_2 = 1.0$)阻塞段和上游之间有少量血液的交换。小管径比时,下游吻合口的流速峰值明显偏向移植管外侧壁面,而在主血管内则偏向下壁面。随着管径的增大,流速分布逐渐趋于抛物线分布。而在阻塞段内,无论管径大小,均无明显的流体流动。随着管径比的增大,移植管内流速明显减小。这种改变将直接影响移植管表面血栓的生成,流速越慢,生成的血栓越厚,故在大管径移植管中容易形成厚的血栓层。虽然在血栓形成的初期,大管径移植管中有足够的空间供血栓生成,但血栓生成之后,管径变小,流速将增大,容易发生血栓剥落,导致下游血管的急性血栓性阻塞,尤其对于小口径血管旁路移植是非常不利的。

图6所示为Model A下游吻合口附近特定截面内的二次流分布,其截面的选择为:1-1截面为吻合口中点截面,3-3截面为吻合口足趾处截面,2-2则为前两个截面之间的中点截面。可以看出,在1-1截面二次流主要集中在移植管内,随着管径比的增大,二次流逐渐向主体血管内移动。2-2截面和3-3截面也均有类似的情况出现。而且在3-3截面随着管径比的增大,其流型也发生了明显的改变, $R_3 = 2.0$ 时,两侧出现了强烈的涡流。这表明管径比的增大,可使主体血管内的二次流强度增加,而二次流的增强将有助于减少内膜增生的可能性。

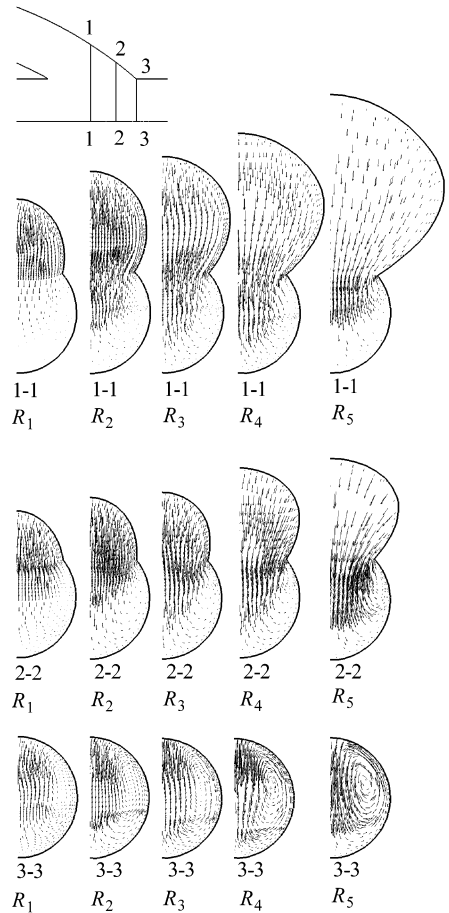


图6 二次流分布图
Fig. 6 Distribution of the second flow

图7显示了Model A下游吻合口对面主体血管的壁面切应力分布。为方便显示,将管状血管按柱坐标方式展成平面,其中箭头表示切应力的方向。可以看出,在下游吻合口对面主体血管的壁面切应力方向均由一点向外扩散,该点位置就是流体的分离点。随着管径比的增大,扩散点逐渐向阻塞段方向移动,并且在大管径(如 $R_4 = 1.5, R_5 = 2.0$)时,还同时向管壁两侧移动,形成了两个流体分离点。而切应力大小则均在靠近阻塞段附近为低切应力,靠近下游血管则逐渐增大。随着管径比的增大,低切应力区逐渐向下游扩大,这意味着产生内膜增生的区域在逐渐扩大。但由于管径比的增大,吻合口的开口长度也将增大,这两者的相互作用是否会影响吻合口处的通畅度,需要用一个参数来表征。为此,本文在 $a = 0^\circ$ 位置上,以 $\tau = 0.5 \text{ Pa}$ 为阈值,计算阈值点和吻合口足趾之间的距离 D_F ,以此来表征吻合口的通畅度。

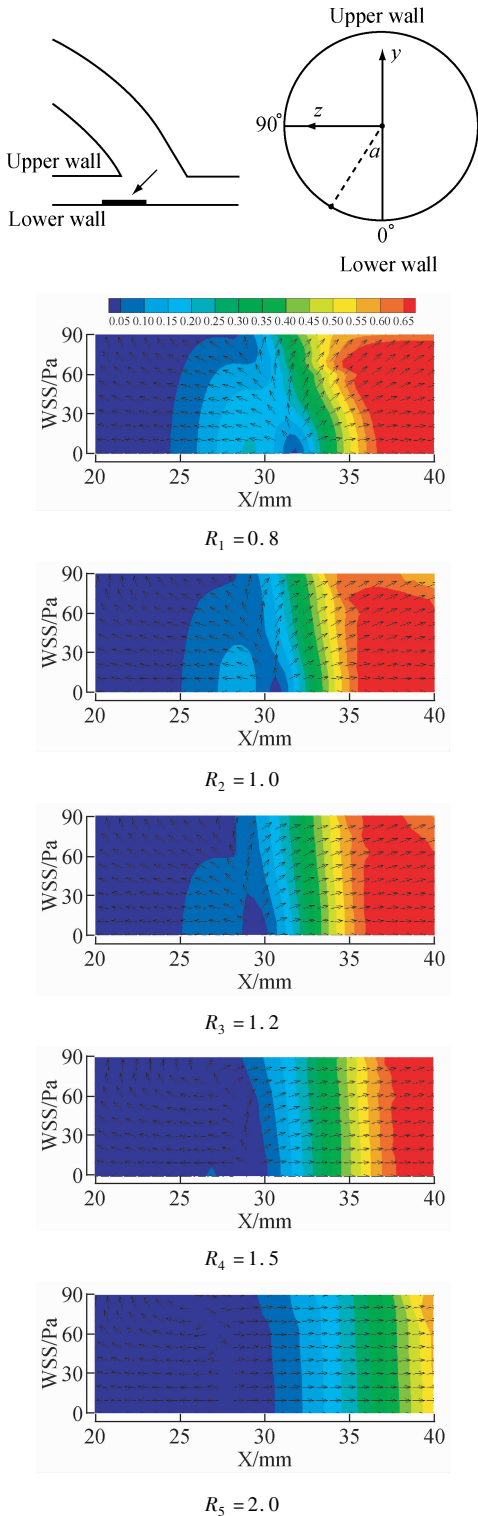


图7 壁面切应力分布 (Model A)

Fig. 7 Distribution of wall shear stress

表1所示为 D_F 在不同管径比下的数值,其中负值表示阈值点位置超过了足趾位置。显然,在小管

径比($R_1 = 0.8$)时, D_F 为负值,表明由于低切应力引起的内膜增生将严重影响吻合口的通畅度^[16]。而随着管径比的增大,尽管低切应力区将向下游增大,但由于吻合口长度的增加,其通畅度的影响不大。

表1 D_F 随管径比的变化Tab. 1 Variation of D_F with diameter ratio

	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5
D_F/mm	-6.7	6	6.3	6.9	7.1

图8显示的是下游吻合口对面主体血管的壁面切应力梯度分布,其显示方式同图7。可以明显看出,在小管径比(如 $R_1 = 0.8, R_2 = 1.0$)时有两个高切应力梯度区;随着管径比的增加,高切应力梯度区逐渐消失,最后整个壁面均为低切应力梯度分布。从切应力梯度和内膜增生之间的关系来看,小管径比所产生的高切应力梯度将显著增加内膜增生的可能性,而大管径比则有利于减少内膜增生。

综上所述,根据二次流、壁面切应力和切应力梯度等分布来看,管径比增大将显著改善下游吻合口附近的流场分布,增加吻合口的通畅度,可减少主体血管内膜增生的可能,保证血液流动的通畅。但另一方面,如果采用大的管径比,势必会增大主体血管的创口,加大缝合线位置由于伤口愈合产生的血管增生。另外,从移植管内的流速分布来看,管径的增大将增加血栓脱落,进而导致下游血管发生急性血栓性阻塞的危险。因此,无论大管径比还是小管径比,对于全阻塞动脉旁路移植均有其不同的优缺点。但相比较而言,如果能够对移植管进行有效的抗血栓处理(如内皮化等),并改进手术技能尽量减轻缝合线部位的愈合增生,则采用较大的管径比进行动脉旁路移植将更加有助于减少再狭窄的发生。

3 结论

本文采用数值计算的方法,首先比较全阻塞完整模型(Model A)、全阻塞局部模型(Model B)、75%狭窄完整模型(Model C)之间的血流动力学差异;研究了不同管径比对全阻塞情况下动脉旁路移植流场的影响,分析速度、二次流、壁面切应力和壁面切应力梯度等血流动力学参数随管径比增大的改变,结果发现:

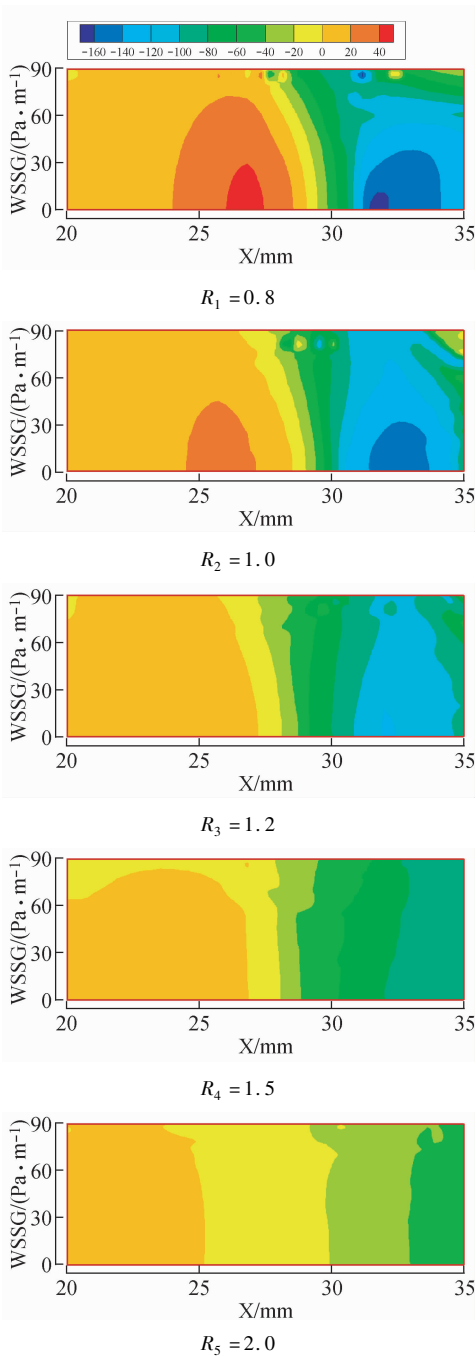


图8 壁面切应力梯度分布图

Fig.8 Distribution of WSS gradient

(1) 全阻塞情况下的血流动力学特性和部分开放情况下的血流动力学特性是完全不同的;移植管顶部截面内的速度分布对下游吻合口流场(特别是壁面切应力)的影响是显著的。因此,采用整体模型单独研究全阻塞情况下的管径比对流场的影响是有必要的。

(2) 管径比对全阻塞动脉旁路移植的流场具有显著影响。大管径比($R_4 = 1.5, R_5 = 2.0$)时,主血管底部的低切应力区较大,但切应力分布均匀,切应力梯度较小。而小管径比($R_1 = 0.8, R_2 = 1.0$),主血管底部的低切应力区较小,切应力梯度分布较大。由于大管径比有较好的通畅度,故采用大管径比进行动脉旁路移植将有助于缓解吻合口处由于再狭窄而产生的阻塞。

参考文献:

- [1] Greisler HP. Angiogenic mechanisms in healing of synthetic grafts; In bow to build a blood vessel [C]// Proceedings of Lifeline Foundation Research Initiatives in Vascular Disease Conference. Maryland, USA: [s. n.], 1997: 27-28.
- [2] Ku DN. Blood flow in arteries [J]. Annu Rev Fluid Mech, 1997, 29: 399-434.
- [3] 刘肖, 孙安强, 占帆, 等. 动脉血流旋动原理在人造血管研制和血管移植术中的应用[J]. 医用生物力学, 2010, 25(5): 334-337.
Liu X, Sun AQ, Zhan F, *et al.* Clinical application of the swirling flow mechanism in arterial prostheses and bypasses [J]. J Med Biomech, 2010, 25(5): 334-337.
- [4] Rozza G. On optimization, control and shape design of an arterial bypass [J]. Int J Numer Meth Fluid, 2005, 47(10-11): 1411-1419.
- [5] Keynton RS, Rittgers SE, Shu MC. The effect of angle and flow rate upon hemodynamics in distal vascular graft anastomoses; An in vitro model study [J]. J Biomech Eng, 1991, 113(4): 458-463.
- [6] Moore JA, Steinman DA, Prakash S, *et al.* A numerical study of blood flow patterns in anatomically realistic and simplified end-to-side anastomoses [J]. ASME J Biomech Eng, 1999, 121(3): 265-272.
- [7] Abbott WM, Green RM, Matsumoto T, *et al.* Prosthetic above-knee femoropopliteal bypass grafting: Results of a multi-center randomized prospective trial [J]. J Vasc Surg, 1997, 25(1): 19-28.
- [8] Stonebridge PA, Prescott RJ, Ruckley CV. Randomized trial comparing infrainguinal polytetrafluoroethylene bypass grafting with and without vein interposition cuff at the distal anastomosis [J]. J Vasc Surg, 1997, 26(4): 543-550.
- [9] Longest PW, Kleinsteuerer C. Particle-hemodynamics modeling of the distal end-to-side femoral bypass: Effects of graft caliber and graft-end cut [J]. Med Eng Phys, 2003, 25(10): 843-858.

(下转第 145 页)

arthritis. Kuettner KE, Schleyerbach R, Peyron JG, et al, ed. New York: Raven Press, 1992: 183-199.

- [5] Hogan A. A direct comparison of long-term hyaluronic acid and corticosteroid intra-articular injections for moderate arthritis in patients aged twenty-five to fifty years old [D]. USA: Cornell University, 2011.
- [6] 那键, 刘艺, 马克勇, 等. 老年性骨关节炎的分子生物学机制及治疗展望[J]. 中国老年学杂志, 2010, 30(20): 3035-3036.
- [7] 董启榕, 郑祖根, 王以进. 关节软骨的生物力学特性研究[J]. 苏州医学院学报, 1999, 19(3): 244-246.
- [8] Bastawros AF, Bart-Smith H, Evans AG. Experimental analysis of deformation mechanisms in a closed-cell aluminum alloy foam [J]. J Mech Phys Solids, 2000, 48(2): 301-322.
- [9] Bey MJ, Soslowsky L. Two-dimensional intratendinous strains of the human rotator cuff: Technique and preliminary results [J]. Trans Annu Meet Orthop Res Soc, 2000, 25: 405.
- [10] 孟维春, 董启榕. 关节软骨压缩特性的实验研究[J]. 医用生

物力学, 2003, 18(1): 28-33.

- Meng WC, Dong CR. The experiment study on the compression properties of articular cartilage [J]. J Med Biomech, 2003, 18(1): 28-33.
- [11] 吴凡恺, 张均一, 梁路光, 等. 关节软骨粘弹性的实验研究[J]. 中国医学物理学杂志, 1995, 12(3): 144-146.
- [12] Sakai N, Hagihara H, Furusawa T, et al. Analysis of biphasic lubrication of articular cartilage loaded by cylindrical indenter [J]. Tribol Int, 2012, 46(1): 225-236.
- [13] Kiviranta P, Rieppo J, Korhonen RK, et al. Collagen network primarily controls poisson's ratio of bovine articular cartilage in compression [J]. Orthop Res, 2006, 24(4): 690-699.
- [14] Chegini S, Ferguson SJ. Time and depth dependent poisson's ratio of cartilage explained by an inhomogeneous orthotropic fiber embedded biphasic model [J]. J Biomech, 2010, 43(9): 1660-1666.
- [15] Cooper C. Occupational activity and the risk of osteoarthritis [J]. J Rheumatol Suppl, 1995, 43: 10-12.

(上接第 134 页)

- [3] 黄家阳, 邱义芬, 颜吟雪, 等. 弹射座椅的静态舒适性仿真[J]. 北京航空航天大学学报, 2008, 34(10): 1168-1171.
- [4] 王春洁, 曾福明. 弹射座椅动态舒适性与人椅动力学特性研究[J]. 北京航空航天大学学报, 2004, 30(4): 375-378.
- [5] 程明. 浅谈民用飞机驾驶员座椅的设计[J]. 民用飞机设计与研究, 2009, 2: 41-44.
- [6] 周有礼, 江升修, 罗世忠. 人体坐姿与坐椅界面间之生物力学分析[J]. 医用生物力学, 1999, 14(2): 65-73.
- Zhou YL, Jiang SX, Luo SZ. Biomechanical analysis of body posture and seating interface [J]. J Med Biomech, 1999, 14(2): 65-73.
- [7] 徐明, 夏群生. 体压分布的指标[J]. 中国机械工程, 1997, 8(1): 55-58.
- [8] 张鄂, 洪军, 梁建, 等. 汽车人机接触界面体压分布的实验与

评价研究[J]. 西安交通大学学报, 2007, 41(5): 538-542.

- [9] 黄榕熙, 胡国清, 陈雄, 等. 人体压力分布测量技术的研究现状与发展综述[J]. 生命科学仪器, 2006, 4(6): 10-15.
- [10] de Looze MP, Kuijt-Evers LF, van Dieen J. Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures [J]. Ergonomics, 2003, 46(10): 985-997.
- [11] Kyung G, Nussbaum MA. Driver sitting comfort and discomfort (part II): Relationships with and prediction from interface pressure [J]. Int J Ind Ergonom, 2008, 38(5-6): 526-538.
- [12] Moes NC. Variation in sitting pressure distribution and location of the points of maximum pressure with rotation of the pelvis, gender and body characteristics [J]. Ergonomics, 2007, 50(4): 536-561.

(上接第 140 页)

- [10] Xiong FL, Chong CK. Parametric numerical investigation on haemodynamics in distal coronary anastomoses [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(3): 311-320.
- [11] 乔爱科, 刘有军. 具有不同移植管-宿主动脉直径比的冠状动脉搭桥术的血流动力学仿真比较[J]. 中国生物医学工程学报, 2006, 25(4): 453-459.
- [12] Vimmr J, Jonašova A, Bublik O. Effects of three geometrical parameters on pulsatile blood flow in complete idealised coronary bypasses [J]. Comput Fluids, 2012, 69: 147-171.
- [13] Lee D, Su JM, Liang HY. A numerical simulation of steady

flow fields in a bypass tube [J]. J Biomech, 2001, 34(11): 1407-1416.

- [14] Cole JS, Watterson JK, O'Reilly MJG. Numerical investigation of the haemodynamics at a patched arterial bypass anastomosis [J]. Med Eng Phys, 2002, 24(6): 393-401.
- [15] Perktold K, Resch M, Florian H. Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a three-dimensional human carotid bifurcation model [J]. J Biomech Eng, 1991, 113(4): 464-475.
- [16] 程彬彬, 李玉青, 严志强, 等. 切应力诱导的内皮祖细胞在与血管平滑肌联合培养的内皮细胞表面黏附及其机制[J]. 医用生物力学, 2009, 24(S): 13.