

文章编号:1004-7220(2014)03-0227-07

# 冠状动脉旁路移植术后竞争血流对 桥血管血流动力学的影响

戴晨阳<sup>1</sup>, 吴凡<sup>2</sup>, 张文天<sup>1</sup>, 薛松<sup>1</sup>, 连锋<sup>1</sup>

(1. 上海交通大学医学院附属仁济医院 心血管外科, 上海 200127; 2. 上海交通大学 船舶海洋与建筑工程学院, 上海 200240)

**摘要:** **目的** 研究冠状动脉旁路移植术后, 不同程度竞争血流对左侧胸廓内动脉管壁壁面切应力 (wall shear stress, WSS) 的影响。 **方法** 基于阈值分割方法, 通过采用 SimVascular 软件从 CT 图像提取并重建左侧胸廓内动脉 (left internal mammary artery, LIMA)-左前降支 (left anterior descending, LAD) 吻合口模型。根据 LAD 的狭窄程度将竞争血流分为无竞争 (100% 狭窄)、轻度竞争 (50%、75% 狭窄) 和高度竞争血流 (0%、30% 狭窄) 3 组。通过数值模拟方法观察上述情况下吻合口模型的血流动力学表现。 **结果** 随着竞争血流的增加, LIMA 桥血管管壁 WSS 逐渐降低, 但是震荡程度逐渐增加。高度竞争血流组 LIMA 管壁平均 WSS (0% 狭窄: 2.73 Pa, 30% 狭窄: 2.85 Pa) 明显低于轻度竞争血流组 (50% 狭窄: 4.77 Pa, 75% 狭窄: 6.01 Pa) 和无竞争血流组 (100% 狭窄: 8.64 Pa); 而其震荡剪切指数 (oscillatory shear index, OSI) (0% 狭窄: 0.206, 30% 狭窄: 0.085) 却明显高于轻度竞争血流组 (50% 狭窄: 0.014, 75% 狭窄: 0.013) 和无竞争血流组 (100% 狭窄: 0.006)。 **结论** 当 LAD 狭窄程度小于 50% 时, 大量的竞争血流会使 LIMA 管壁 WSS 明显降低, 并且呈剧烈震荡的状态, 这种不利的 WSS 表现会影响 LIMA 的远期通畅率, 并造成手术远期疗效的下降。

**关键词:** 数值模拟; 冠状动脉旁路移植术; 血流动力学; 计算流体力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## The impacts of competitive flow on hemodynamic performance of graft after coronary artery bypass surgery

DAI Chen-yang<sup>1</sup>, WU Fan<sup>2</sup>, ZHANG Wen-tian<sup>1</sup>, XUE Song<sup>1</sup>, LIAN Feng<sup>1</sup> (1. Department of Cardiovascular Surgery, Ren Ji Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200127, China; 2. School of Naval Architecture, Ocean and Civil Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract: Objective** To investigate the influence of competitive flow at different levels on wall shear stress (WSS) of left internal mammary artery graft after coronary artery bypass grafting. **Methods** The left internal mammary artery (LIMA)-left anterior descending (LAD) anastomotic model was extracted and reconstructed from CT images based on thresholding method by using SimVascular software. The competitive flow was divided into three groups according to different stenosis of LAD, including no competitive flow group (100% stenosis of LAD), mild competitive flow group (50% and 75% stenosis of LAD) and severe competitive flow group (0% and 30% stenosis of LAD). The hemodynamic performance of the anastomotic model under different conditions of competitive flow was observed by computational fluid dynamics (CFD) method. **Results** With the increment of competitive flow, the value of WSS was decreased gradually while the oscillation of WSS was increased remark-

收稿日期: 2014-03-05; 修回日期: 2014-03-27

基金项目: 上海市卫生局科研项目 (20114243), 上海市教委重点课题 (13ZZ091), 上海市科委纳米科技专项课题 (12nm0502100), 上海市教委科研创新课题 (11YZ48)。

通信作者: 连锋, 副主任医师, Tel: (021)68383764; E-mail: dr.lianfeng@hotmail.com。

ably in LIMA graft. The time average WSS (TAWSS) of LIMA graft in severe competitive flow group (0% stenosis: 2.73 Pa, 30% stenosis: 2.85 Pa) was lower than that in the mild competitive flow group (50% stenosis: 4.77 Pa, 75% stenosis: 6.01 Pa) and no competitive flow group (100% stenosis: 8.64 Pa), while its oscillatory shear index (OSI) (0% stenosis: 0.206; 30% stenosis: 0.085) was much higher than that in other two groups (50% stenosis: 0.014; 75% stenosis: 0.013; 100% stenosis: 0.006). **Conclusions** When the stenosis of LAD was smaller than 50%, the WSS in LIMA graft was obviously lower and oscillatory due to severe competitive flow. Such unfavorable feature of WSS may influence the long term-patency of LIMA graft and long term-survival of operations.

**Key words:** Numerical stimulation; Coronary artery bypass grafting; Hemodynamics; Computational fluid dynamics (CFD)

胸廓内动脉(internal mammary artery, IMA)被用作冠状动脉旁路移植术的首选桥血管,但当 IMA 与不完全闭塞的冠脉吻合时,存在于冠脉的残余竞争血流会影响 IMA 的通畅率<sup>[1-2]</sup>。目前对于竞争血流如何引起 IMA 移植失败的机制尚不明确。不仅如此,IMA 术后早期易发生收缩和痉挛,即冠脉造影下可见的“线征”,且多与竞争血流伴随出现<sup>[3]</sup>,但两者的相关性仍有争议。

壁面切应力(wall shear stress, WSS)被认为在桥血管再狭窄的过程中扮演着重要的角色。许多研究已证实,非生理性 WSS 会触发内膜增生和斑块形成,为桥血管再狭窄的出现提供病理基础<sup>[4-6]</sup>。因此,本文假设竞争血流通过影响 WSS,从而引起桥血管再狭窄的发生。

目前受制于技术的局限性,很难在活体上进行直接测量,但通过计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)方法可以估算出 WSS,并且这一技术手段已被广泛运用于其他血流动力学的研究中<sup>[7-8]</sup>。因此,本研究采用 CFD 方法,通过比较不同程度竞争血流对左侧胸廓内动脉-左前降支吻合口模型 WSS 的影响,探索竞争血流导致桥血管移植失败的可能机制。

## 1 材料和方法

### 1.1 模型建立

患者,男性,65岁,冠脉造影提示冠脉三支病变,于上海交通大学医学院附属仁济医院施行冠状动脉旁路移植术,并在术后半年进行冠状动脉增强 CT 检查(西门子公司),扫描条件为:管球电压 120 V,管球电流 160 mA·s,旋转时间 0.33 s,扫描时间 30~40 s。将所获原始 CT 图像(图像分辨率 512×512 像素,层间距 0.5 mm,层厚 0.75 mm,共

517 幅)以 DICOM 格式导入 SimVascular 软件,并基于阈值分割方法建立左侧胸廓内动脉(left internal mammary artery, LIMA)-前降支(left anterior descending, LAD)吻合口模型。

随后,将所获得的三维模型进行体网格划分,并对血管壁的边界层进行网格加密,模型采用四面体网格形式。在进行瞬态模拟前,先采用稳态模拟的方法进行网格敏感性分析,判断标准为平均 WSS 误差小于 2%。结果提示,当网格模型数目超过约 100 万个时,误差将小于 2%。最后,将 LIMA-LAD 吻合口模型的网格数目设定为 1 127 875 个。

### 1.2 边界条件和数值模拟

模拟的血流被设定为非定常、三维、不可压缩以及层流(小血管的雷诺数  $Re$  一般小于 300)流体。此外,假设血液为牛顿液体,密度和黏度分别设定为 1 050 kg/m<sup>3</sup> 和 3.5 mPa·s。根据 LAD 的狭窄程度竞争血流分为无竞争(100%狭窄)、轻度竞争(50%、75%狭窄)和高度竞争血流(0%、30%狭窄)3组。血流入口的边界条件统一采用标准化模型中获得的 LIMA 和 LAD 的血流流速数据<sup>[9]</sup>(见图 1)。

数值模拟基于满足质量守恒定律和动量守恒定律,即连续方程和 Navier-Stokes 方程:

$$\nabla \cdot V = 0$$

$$\rho \left[ \frac{\partial V}{\partial t} + (V \cdot \nabla) V \right] = -\nabla p + \mu \nabla^2 V \quad (1)$$

式中: $V=(u, v, w)$ 为血液流速,是血流速度在空间  $x, y, z$  上的分量,分别对应人体解剖冠状线、矢状线和垂直线的 3 个方向; $\rho$ 为血液密度; $p$ 为压力; $\mu$ 为血液黏度。

数值模拟采用 Fluent 6.3 软件,残差设定为  $1 \times 10^{-5}$ 。在计算中,每个心动周期为 0.8 s,并均分为 100 个时间步(每个时间步为 8 ms),且满足时间无

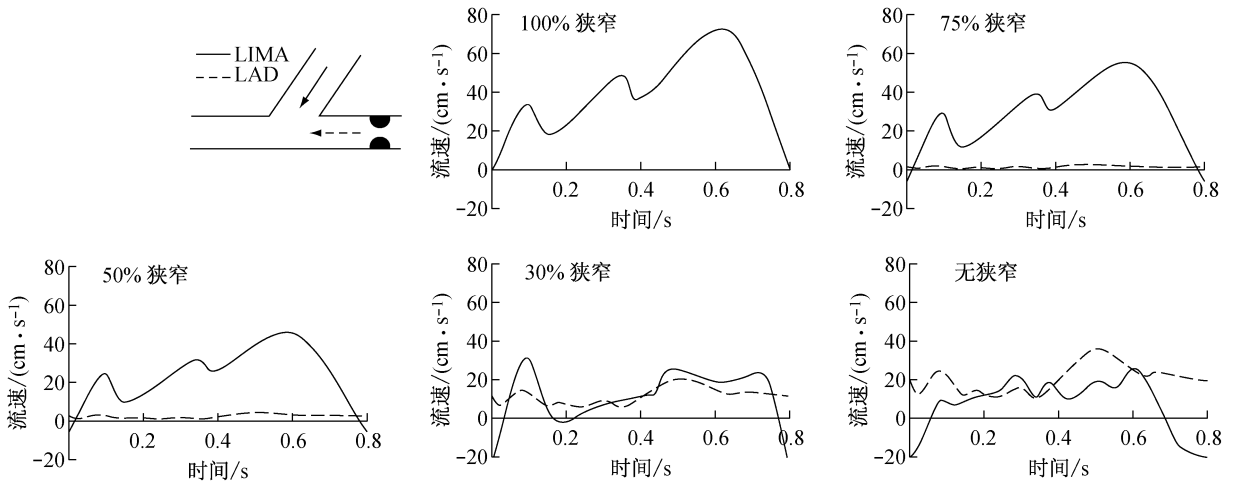


图1 LIMA 和 LAD 内血流的心动周期流速图

Fig.1 Flow conditions of LIMA and LAD

关性要求<sup>[10-11]</sup>。待血流在血管模型内充分发展 2 个心动周期,最后选取第 3 个心动周期的数据进行分析。

### 1.3 WSS、时间平均 WSS 及震荡剪切指数的定义

WSS 是内皮细胞的切向摩擦力,受血流与血管几何形态的影响。由于体内的血流呈脉动性,故将心动周期的每个瞬时 WSS 进行平均化以反映整个心动周期的情况,即时间平均 WSS (time average WSS, TAWSS)。震荡剪切指数 (oscillatory shear index, OSI) 是反映 WSS 在方向和强度上变化的指标。OSI 的范围为 0~0.5,若结果趋向 0 则表示单向流,若趋向 0.5 则表示剧烈震荡的剪切流。在本研究中, WSS、TAWSS 以及 OSI 具体的计算公式如下:

$$WSS = \tau = \mu \frac{\partial v}{\partial y} \quad (2)$$

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau| dt \quad (3)$$

$$OSI = \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{|\int_0^T \tau dt|}{\int_0^T |\tau| dt} \right) \quad (4)$$

式中: $v, y$  分别为与血管壁平行的速度和距离, $\tau$  为 WSS 的矢量, $T$  代表一个心动周期(0~0.8 s)。

## 2 结果

### 2.1 WSS 的变化

桥血管和吻合口在一个心动周期内 WSS 变化情况如图 2 所示。在桥血管近端的壁面,可以清楚发现 WSS 在 LAD 完全闭塞而无竞争血流时最大;而存在大量竞争血流时,则明显降低。另外,在吻合口缝线平面,轻度和高度竞争血流组 WSS 表现则基本相似,但都明显低于无竞争血流组。此外,在高度竞争血流的作用下,LIMA 管壁 WSS 明显低于吻合口处,而在轻度和无竞争血流的情况下却没有此现

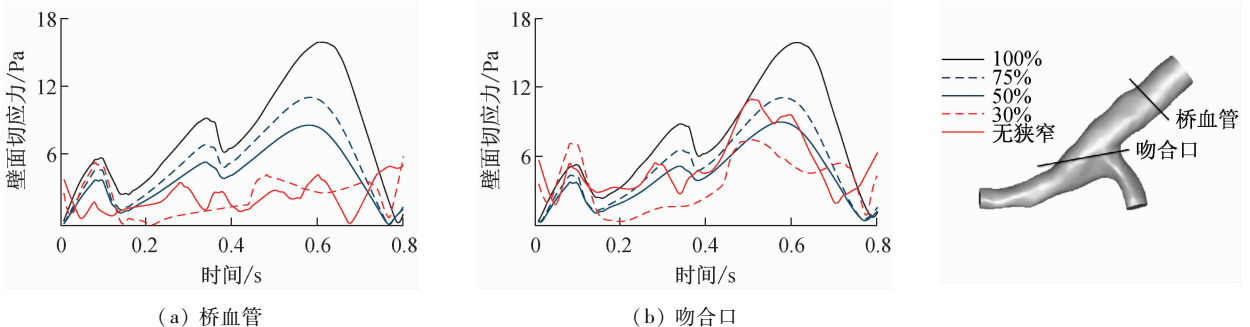


图2 LIMA-LAD 吻合口模型的 WSS 分布

Fig.2 WSS distributions in the LIMA-LAD model (a) At the graft, (b) At the anastomosis

象,提示 LIMA 管壁 WSS 受高度竞争血流的作用十分明显。

## 2.2 TAWSS 的变化

经过平均化整个心动周期 TAWSS 分布如图 3 所示。随着竞争血流的增加,整个模型的管壁低 WSS 区域的面积逐渐增多;尤其在无竞争血流时,整个桥血管和吻合口的管壁已完全处于低 WSS 区

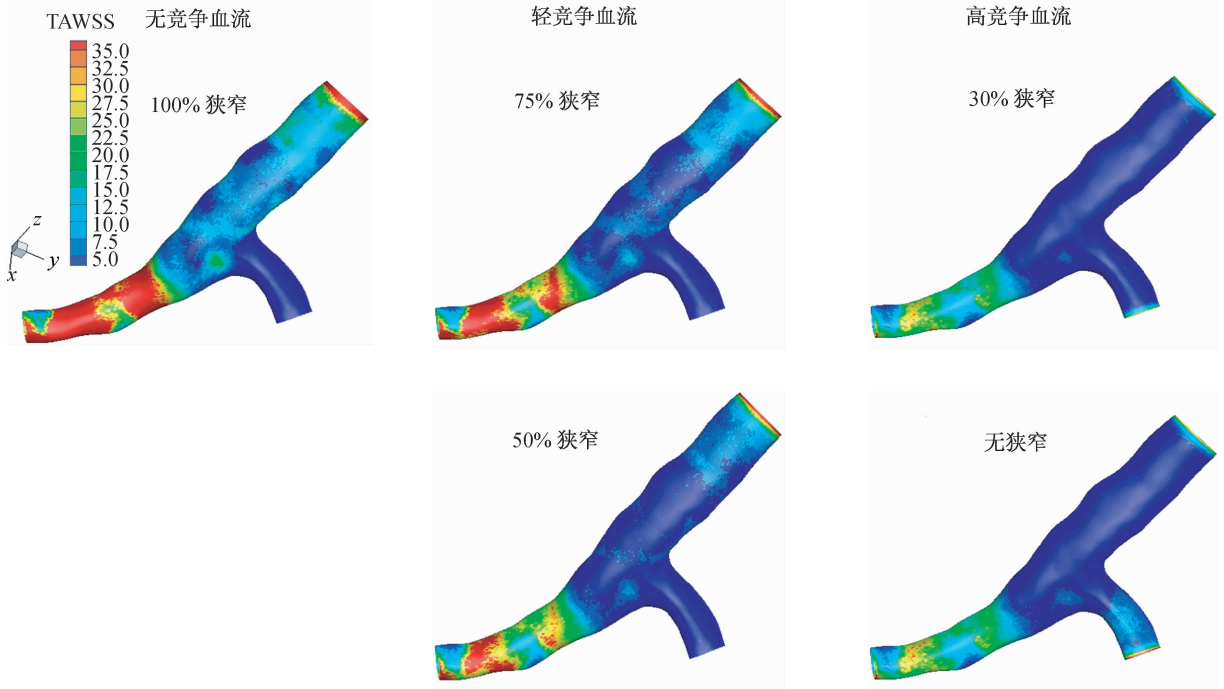


图3 LIMA-LAD 吻合口模型的 TAWSS 分布

Fig.3 TAWSS distributions in the LIMA-LAD model

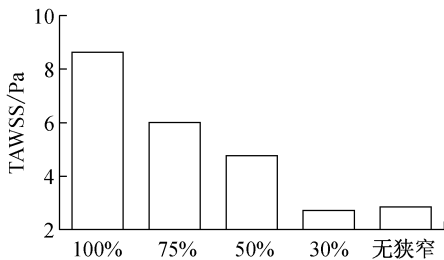


图4 LIMA 桥血管的 TAWSS 分布

Fig.4 TAWSS distributions in the LIMA graft

## 2.3 OSI 的变化

3 组不同竞争血流模型 OSI 分布如图 5 所示。在无竞争和轻度竞争血流的模型中,基本观察不到震荡的血流变化;而在高竞争血流的两个模型中,在吻合口的脚跟、血管床和整个桥血管管壁都出现了

域。将桥血管管壁 TAWSS 平均化,获得整个桥血管管壁 TAWSS 平均值(见图 4),可以发现 TAWSS 基本随着竞争血流的增加而降低。尤其是高度竞争血流组 LIMA 管壁 TAWSS(30% 狭窄:2.73 Pa,0% 狭窄:2.85 Pa)明显低于无竞争(100% 狭窄:8.64 Pa)和轻度竞争血流组(75% 狭窄:6.01 Pa,50% 狭窄:4.77 Pa)的情况。

血流的高震荡区域。将桥血管管壁 OSI 平均化,获得整个桥血管管壁 OSI 平均值(见图 6)。与无竞争血流模型 LIMA 管壁 OSI 相比(100% 狭窄:0.006),轻度竞争血流组与其基本相似(75% 狭窄:0.013,50% 狭窄:0.014),而高度竞争血流组 OSI 则出现明显的增加(30% 狭窄:0.085,无狭窄:0.206)。

## 3 讨论

运用 CFD 方法进行血流动力学研究是目前热点,而模拟的准确性则是研究基础。早期的 CFD 研究往往通过构建理想化的模型实现,但由于冠状动脉外形扭曲,很难构建出接近真实解剖的冠脉模型。为此,本研究通过采集病人 CT 图像,运用医学图像软件成功地构建了真实的个性化吻合口模型。结果提示,当 LAD 狭窄程度小于 50% (高度竞争血流)

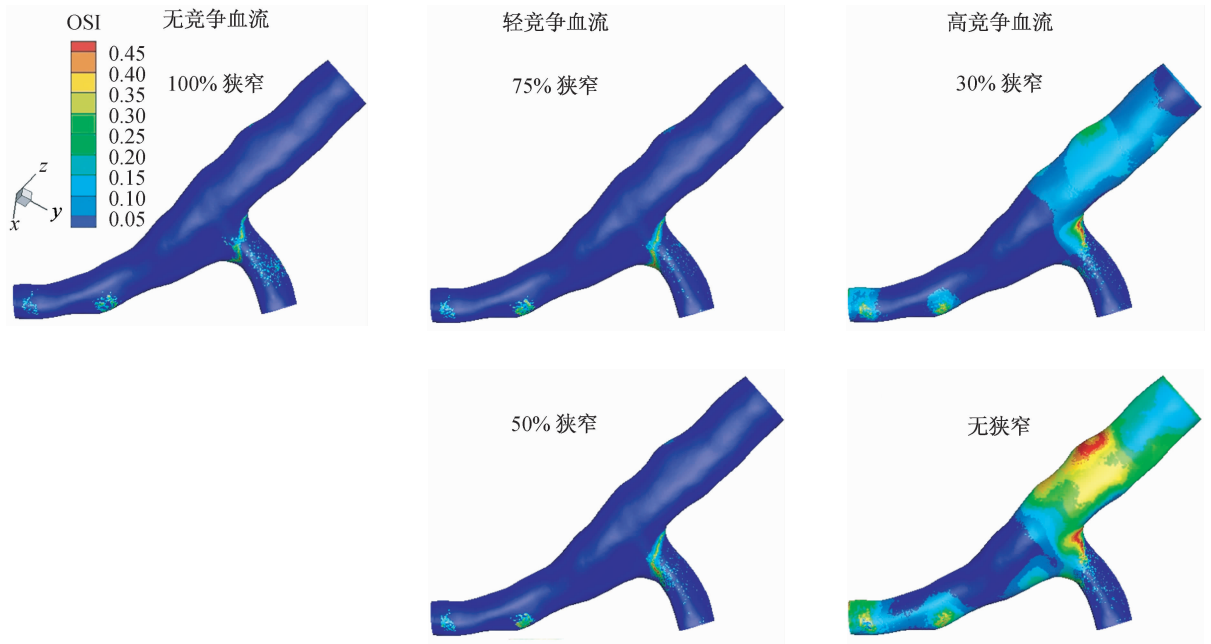


图5 LIMA-LAD 吻合口模型的 OSI 分布  
Fig.5 OSI distributions in the LIMA-LAD model

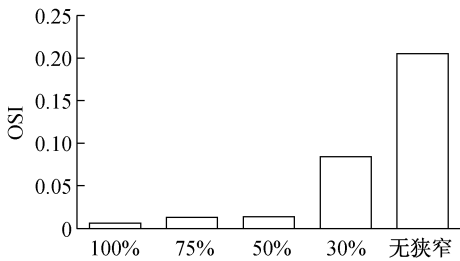


图6 LIMA 桥血管的 OSI 分布  
Fig.6 OSI distributions in the LIMA graft

时,LIMA 管壁 WSS 明显受到竞争血流的负面影响,故可以认为 LAD 狭窄程度达到 50% 是 LIMA 远期通畅率的分水岭。而 Ding 等<sup>[12]</sup> 采用了理想化的桥血管模型,结果显示 LAD 狭窄程度低于 75% 才会导致不利的 WSS 表现。事实上,本研究结果与许多的临床研究结果更为接近。例如,Berger 等<sup>[13]</sup> 回顾分析了 28 例将 LIMA 吻合于冠脉狭窄程度小于 50% 的病人,结果发现其中的 22 例(约 79%) 出现了再狭窄。Hashimoto 等<sup>[14]</sup> 研究发现,当 LIMA 吻合至狭窄程度低于 60% 的冠脉时,其远期通畅率将大大降低。因此,采用个性化模型的 CFD 方法对血流动力学研究更为可靠,并对临床具有一定指导意义。

约 10% 的 LIMA 再狭窄是由竞争血流引起<sup>[15]</sup>,但是具体机制一直未知。本研究发现,当 LAD 无闭塞或轻度闭塞(0% 和 30% 狭窄)而产生大量竞争血流时,LIMA 桥血管管壁 WSS 会较低,并且呈现明显的高震荡。然而,当 LAD 呈显著狭窄(50% 和 70% 狭窄)时,此时竞争血流会给 LIMA 带来接近于无竞争血流时(100% 狭窄)的 WSS 表现。这些现象提示,高竞争血流带来的 WSS 特征明显有别于其他程度竞争血流所呈现的,包括较低的 WSS 和高震荡的 WSS。

较低的 WSS 表现贯穿于桥血管再狭窄的整个病理过程中,主要涉及内膜增厚。当处于低 WSS 的微环境时,缺乏外力“拉伸”下的内皮细胞会从扁长形收缩为球形,随之带来的变化则是内皮细胞的间距增加,并加速脂质和细胞从此空隙中沉积,最终形成内膜增厚<sup>[6,16]</sup>。因此,较低的 WSS 在再狭窄过程中扮演着重要的负面角色,这与本研究发现的在高度竞争血流情况下 LIMA 管壁 WSS 表现相吻合,故可以认为高竞争血流导致 LIMA 管壁较低的 WSS 表现是触发桥血管出现再狭窄的可能机制。

此外,较低的 WSS 表现还可能参与术后 LIMA “线征”的出现,即 LIMA 的管腔内径极度缩小,冠脉

造影下呈“细线”样,其最终也会发展为桥血管的闭塞。尽管对于“线征”的原因已经给出过很多解释,例如:手术操作损伤、血管自身痉挛、心包切开术后的炎症等<sup>[3,17]</sup>,但仍未达成统一的共识。本研究发现,随着竞争血流的增强,桥血管管壁 WSS 明显降低;尤其是高竞争血流时,桥血管管壁则完全处于低 WSS 的微环境中。而 Gusic 等<sup>[18]</sup>证实,处于低 WSS 状态下的桥血管管腔内径会逐渐变小。因此,桥血管的“线征”也可能是由竞争血流引起的。这一推论与一些实验现象相吻合。例如,约 81% 的“线征”存在着大量竞争血流的情况<sup>[3]</sup>。

高震荡的 WSS 特征被认为与桥血管再狭窄的另一个病理过程——斑块形成有密切的关系。当 LIMA 管壁被高震荡的血流作用时,内皮细胞出现代偿性无序的排列和增生,并且多向性的血流也无法维持内皮细胞的正常形态,使得脂质易于沉积,进而发展为斑块区域<sup>[6,19]</sup>。OSI 是反映 WSS 震荡情况最准确,并且被用作斑块部位预测的指标<sup>[20]</sup>。本研究结果显示,仅在高度竞争血流存在的情况下,LIMA 管壁会出现高震荡 WSS 的表现,这些区域极有可能发展为再狭窄。

本研究也存在一定的不足之处。首先,真实的边界条件和几何模型是模拟的根本。在模拟的过程中,假设血管壁为刚性。虽然其他 CFD 实验证实该假设对于最后的结果影响不大<sup>[21-22]</sup>,但是尽量接近真实情况是进一步实验需要克服的。其次,仅模拟了 1 例病人的模型,不同病人间解剖的差异可能会对结果造成不同的影响,故纳入更多病人的数据,对结果进行统计学层面比较是下一步的计划。

综上所述,通过采用个性化模型的 CFD 模拟发现,不同程度竞争血流会对 LIMA 管壁 WSS 有不同的影响。当 LAD 狭窄程度小于 50% 时,大量的竞争血流会使得 LIMA 管壁 WSS 明显降低,并且呈剧烈震荡状态。就临床而言,这些不利 WSS 的表现会影响 LIMA 的远期通畅率,并造成手术远期疗效的下降。

## 参考文献:

- [1] Glineur D, Hanet C. Competitive flow in coronary bypass surgery: Is it a problem [J]. *Curr Opin Cardiol*, 2012, 27(6): 620-628.
- [2] Kawamura M, Nakajima H, Kobayashi J, *et al.* Patency rate of the internal thoracic artery to the left anterior descending artery bypass is reduced by competitive flow from the concomitant saphenous vein graft in the left coronary artery [J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2008, 34(4): 833-838.
- [3] Villareal RP, Mathur VS. The string phenomenon: An important cause of internal mammary artery graft failure [J]. *Tex Heart Inst J*, 2000, 27(4): 346-349.
- [4] 戴晨阳, 连锋, 薛松. 冠状动脉旁路移植术的计算流体力学研究及其临床应用 [J]. *中华生物医学工程杂志*, 2012, 18(6): 507-510.
- [5] John LC. Biomechanics of coronary artery and bypass graft disease: Potential new approaches [J]. *Ann Thorac Surg*, 2009, 87(1): 331-338.
- [6] Kleinstreuer C, Hyun S, Buchanan JR Jr, *et al.* Hemodynamic parameters and early intimal thickening in branching blood vessels [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2001, 29(1): 1-64.
- [7] 丁金立, 刘有军, 王枫, 等. 改良 B-T 手术与中央分流术的血流动力学比较 [J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 63-71. Ding JL, Liu YJ, Wang F, *et al.* Hemodynamics-based numerical comparison between modified B-T shunt and central shunt [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 63-71.
- [8] 付文字, 殷文聪, 乔爱科. 支架介入治疗颈内动脉狭窄和动脉瘤对动脉瘤壁面压力的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(5): 501-504. Fu WY, Yin WC, Qiao AK. Effect on aneurysmal pressure after stent intervention treatment for aneurysm accompanied by stenosis [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(5): 501-504.
- [9] 于建民. CABG 术后竞争血流与血管活性药物对动脉桥、静脉桥血流影响的实验研究 [D]. 济南: 山东大学博士学位论文, 2006.
- [10] 初博, 乔爱科. 搭桥术治疗 DeBakey III 型主动脉夹层的流固耦合数值模拟 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(4): 386-391. Chu B, Qiao AK. Fluid structure interaction analysis based on patient-specific internal carotid artery aneurysm model [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(4): 386-391.
- [11] Kabinejadian F, Ghista DN. Compliant model of a coupled sequential coronary arterial bypass graft: Effects of vessel wall elasticity and non-Newtonian rheology on blood flow regime and hemodynamic parameters distribution [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(7): 860-872.
- [12] Ding J, Liu J, Wang F, *et al.* Impact of competitive flow on hemodynamics in coronary surgery: Numerical study of ITA-LAD model [J]. *Comput Math Methods Med*, 2012, DOI:10.1155/2012/356187.

- [13] Berger A, MacCarthy PA, Siebert U, *et al.* Long-term patency of internal mammary artery bypass grafts: Relationship with preoperative severity of the native coronary artery stenosis [J]. *Circulation*, 2004, 110 (11 Suppl 1): 1136-1140.
- [14] Hashimoto H, Isshiki T, Ikari Y, *et al.* Effects of competitive blood flow on arterial graft patency and diameter. Medium-term postoperative follow-up [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1996, 111(2): 399-407.
- [15] Nordgaard H, Swillens A, Nordhaug D, *et al.* Impact of competitive flow on wall shear stress in coronary surgery: Computational fluid dynamics of a LIMA-LAD model [J]. *Cardiovasc Res*, 2010, 88(3): 512-519.
- [16] Okano M, Yoshida Y. Influence of shear stress on endothelial cell shapes and junction complexes at flow dividers of aortic bifurcations in cholesterol-fed rabbits [J]. *Front Med Biol Eng*, 1993, 5(2): 95-120.
- [17] Mills NL, Ochsner JL. Technique of internal mammary-to-coronary artery bypass [J]. *Ann Thorac Surg*, 1974, 17(3): 237-246.
- [18] Gusic RJ, Myung R, Petko M, *et al.* Shear stress and pressure modulate saphenous vein remodeling *ex vivo* [J]. *J Biomech*, 2005, 38(9): 1760-1769.
- [19] Ziegler T, Alexander RW, Nerem RM. An endothelial cell-smooth muscle cell co-culture model for use in the investigation of flow effects on vascular biology [J]. *Ann Biomed Eng*, 1995, 23(3): 216-225.
- [20] Knight J, Olgac U, Saur SC, *et al.* Choosing the optimal wall shear parameter for the prediction of plaque location—A patient-specific computational study in human right coronary arteries [J]. *Atherosclerosis*, 2010, 211(2): 445-450.
- [21] Perktold K, Rappitsch G. Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model [J]. *J Biomech*, 1995, 28(7): 845-856.
- [22] Leuprecht A, Perktold K, Prosi M, *et al.* Numerical study of hemodynamics and wall mechanics in distal end-to-side anastomoses of bypass grafts [J]. *J Biomech*, 2002, 35(2): 225-236.

(上接第 212 页)

- [27] Diehl T, Carroll D, Nagaraj BK. Using digital signal processing (dsp) to significantly improve the interpretation of abaqus/explicit results[C]//Proceedings of ABAQUS Users Conference. Chester, UK: [s. n.], 1999: 25-28.
- [28] Anderson DE, Cotton JR. Mechanical analysis of percutaneous sacroplasty using CT image based finite element models [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(3): 316-325.
- [29] Schulze-Bauer CA, Mörth C, Holzapfel GA. Passive biaxial mechanical response of aged human iliac arteries [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(3): 395-406.
- [30] Hardy WN, Shah CS, Kopacz JM, *et al.* Study of potential mechanisms of traumatic rupture of the aorta using *insitu* experiments [J]. *Stapp Car Crash J*, 2006, 50: 247-266.
- [31] Stemper BD, Yoganandan N, Stineman MR, *et al.* Mechanics of fresh, refrigerated, and frozen arterial tissue [J]. *J Surg Res*, 2007, 139(2): 236-242.
- [32] Carrillo EH, Wohltmann CD, Spain DA, *et al.* Common and external iliac artery injuries associated with pelvic fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 1999, 13(5): 351-355.