

文章编号:1004-7220(2012)04-0386-006

搭桥术治疗 DeBakey III型主动脉夹层的 流固耦合数值模拟

初博, 乔爱科

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要:目的 研究旁路搭桥转流术治疗 DeBakey III型主动脉夹层的力学机理,并探讨该术式的有效手术方案。方法 构建升-腹搭桥和锁-腹搭桥前后通腔型式和盲腔型式的 DeBakey III型主动脉夹层个性化模型,利用计算流体力学的方法,在生理流动条件下进行流固耦合数值模拟。结果 搭桥后假腔的血液流动速度、压力和血管壁位移分别平均下降 38.86%、15.347 kPa 和 39.46%。结论 搭桥手术是一种在特定情况下治疗 DeBakey III型主动脉夹层的有效手术方式,具有很好的临床应用前景。

关键词: 主动脉夹层; 旁路搭桥术; 数值模拟; 压力; 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

Fluid-structure interaction numerical simulation of bypassed DeBakey III aortic dissection

CHU Bo, QIAO Ai-ke (College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Objective To investigate the mechanical mechanism of bypass graft for the treatment of DeBakey III aortic dissection and explore the valid surgical planning. Methods Patient-specific models of DeBakey III aortic dissection, including the models of through lumen and blind lumen, before and after bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, between left subclavian artery and abdominal aorta, were constructed, and then numerical simulations were performed using computational fluid dynamics (CFD) method under physiological flow conditions based on fluid-structure interaction (FSI). Results Blood flow velocity, pressure, vessel wall displacement of the false lumen after bypass graft were reduced by 38.86%, 15.347 kPa and 39.46% on average, respectively. Conclusions Bypass graft is an effective surgical method for the treatment of DeBakey III aortic dissection under specific conditions with good prospects in clinical application.

Key words: Aortic dissection; Bypass graft; Numerical simulation; Pressure; Hemodynamics; Computational fluid dynamics(CFD)

主动脉夹层是指主动脉腔内的血液从主动脉内膜撕裂口进入主动脉中层,并沿主动脉长轴方向扩展,从而造成主动脉真假两腔的一种病理改变;它是一种较为常见的心血管疾病,具有较高的死亡率^[1]。夹层内、外壁间的裂开间隙称为假腔,而原

主动脉腔称为真腔。当夹层腔在扩展过程中形成继发破口时,主动脉腔和夹层腔再次相通,称为通腔型式主动脉夹层。如果没有继发破口,呈盲袋样假腔,称为盲腔型式主动脉夹层。

根据内膜撕裂的部位和假腔延伸的长度不同,

收稿日期:2011-09-05; 修回日期:2011-12-05

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10772010, 10972016, 81171107),北京市自然科学基金资助项目(3092004)。

通讯作者:乔爱科,教授, E-mail: qak@bjut.edu.cn。

DeBakey 将主动脉夹层分为 I 型、II 型和 III 型^[2]。旁路搭桥转流术是一种值得重视的治疗 DeBakey III 型主动脉夹层的手术方式。临床实践发现,该术式较一般的胸主动脉置换术具有创伤小、时间短、方法简单等突出优势,疗效很好,手术风险也较小;对于某些病情危重、无法承受大手术的患者而言,旁路搭桥转流术是不可避免地需要采用的一种术式。

国内外学者的相关研究成果发现,血流动力学因素(特别是压力、速度等)对主动脉夹层的发生和发展具有重要的影响^[3-4]。尽管这些学者在心血管生物力学的基础研究方面取得了一系列重要成果,但对于直接面向临床治疗主动脉夹层血流动力学问题的研究并不多见^[5-6]。由于目前医生对旁路搭桥转流术的原理还缺乏全面深入的了解,手术本身存在许多问题尚待进一步研究,所以利用旁路搭桥转流术治疗 DeBakey III 型主动脉夹层的病例数量还非常有限,医生对大面积推广这种手术尚缺乏信心。

本文对 DeBakey III 型主动脉夹层及其旁路搭桥转流术进行流固耦合数值模拟,对比搭桥前后的

血流动力学变化,分析和比较不同搭桥方案治疗不同假腔型式主动脉夹层的效果,并探讨旁路搭桥转流术的有效手术方案,以期为临床外科治疗提供有价值的计划指导。

1 方法

在本研究中,旁路搭桥转流术包括两种搭桥方式:上游缝合口位于升主动脉处、下游缝合口位于腹主动脉处,定义为升主动脉-腹主动脉搭桥(简称:升-腹搭桥);上游缝合口位于左锁骨下动脉处、下游缝合口位于腹主动脉处,定义为左锁骨下动脉-腹主动脉搭桥(简称:锁-腹搭桥)。

1.1 模型构建

利用阈值分割和区域增长等医学图像处理技术,对 DeBakey III 型主动脉夹层的原始核磁共振图像进行三维重建,构建通腔型式和盲腔型式的个性化真实几何模型(见图 1)^[7]。其中,盲腔型式模型是基于通腔型式模型人为阻断出口后构造的,目的是为了便于对比两种模型的血流动力学差异。

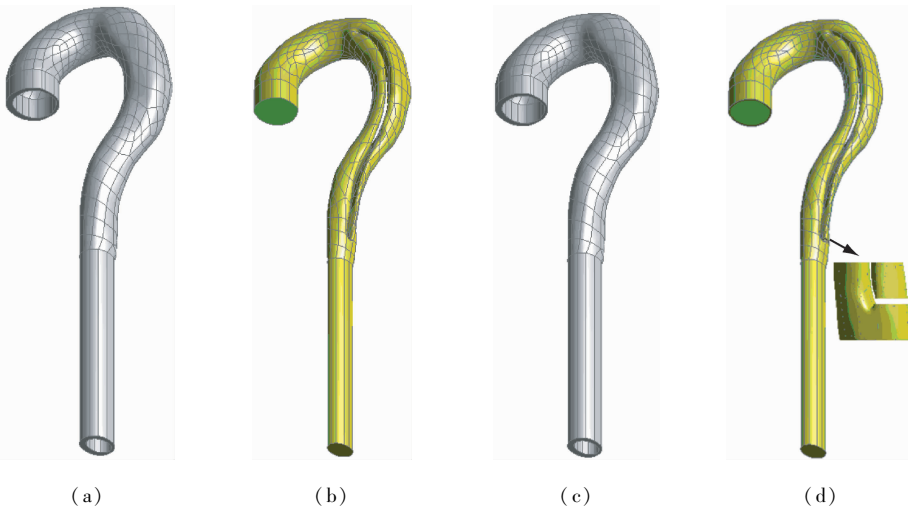


图 1 主动脉夹层模型 (a)通腔血管壁,(b)通腔血流,(c)盲腔血管壁,(d)盲腔血流

Fig.1 Aortic dissection models (a) Vessel wall of through lumen, (b) Blood of through lumen, (c) Vessel wall of blind lumen, (d) Blood of blind lumen

利用计算机辅助设计的方法分别在两种不同假腔型式的主动脉夹层模型基础上建立两种不同搭桥方案的搭桥血管,即“升-腹搭桥”和“锁-腹搭桥”(见图 2)。

1.2 网格划分

对搭桥前后 6 个几何模型的血流和血管壁分别进行网格划分,获得有限元模型,网格划分后的血流和血管壁模型如图 3、4 所示。

1.3 数值模拟

将血液流动模拟为在弹性管的均匀、绝热、各向同性、不可压缩和非定常的连续性牛顿流体,假设血管壁为各向同性的线弹性材料且无渗透。设置血液密度为 1.05 g/cm^3 ;血液黏度为 $3.5 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 。主动脉内血流的雷诺数 $Re = \rho v D / \mu \approx 877.8$;其中, D 为升主动脉入口处的直径,血管壁密度 $\rho = 2 \text{ g/cm}^3$,弹性模量 $E = 108 \text{ MPa}$,泊松比 $\nu = 0.45$

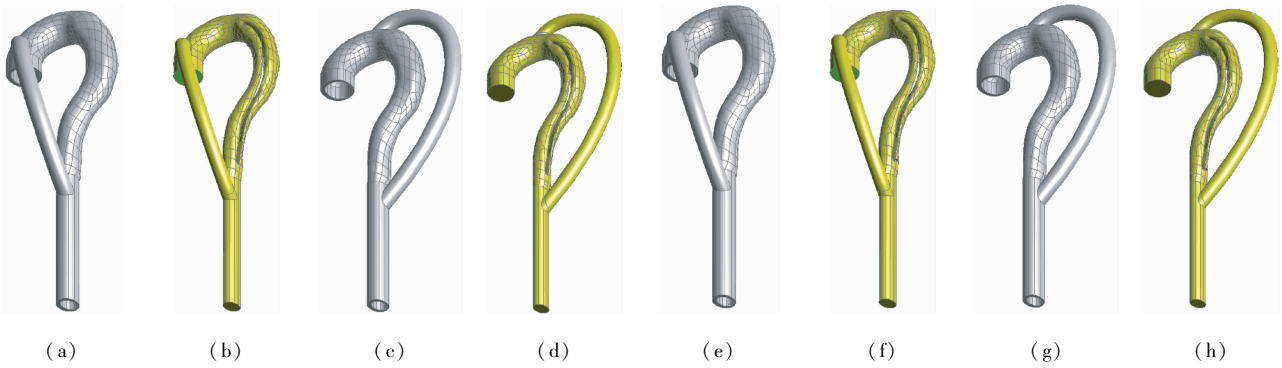


图2 搭桥后模型 (a) 通腔升-腹搭桥后的血管壁, (b) 通腔升-腹搭桥后的血流, (c) 通腔锁-腹搭桥后的血管壁, (d) 通腔锁-腹搭桥后的血流, (e) 盲腔升-腹搭桥后的血管壁, (f) 盲腔升-腹搭桥后的血流, (g) 盲腔锁-腹搭桥后的血管壁, (h) 盲腔锁-腹搭桥后的血流

Fig. 2 Models after bypass graft (a) Vessel wall of through lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (b) Blood of through lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (c) Vessel wall of through lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta, (d) Blood of through lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta, (e) Vessel wall of blind lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (f) Blood of blind lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (g) Vessel wall of blind lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta, (h) Blood of blind lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta



图3 血流有限元模型 (a) 通腔搭桥前, (b) 通腔升-腹搭桥后, (c) 通腔锁-腹搭桥后, (d) 盲腔搭桥前, (e) 盲腔升-腹搭桥后, (f) 盲腔锁-腹搭桥后

Fig. 3 Finite element model of the blood (a) Through lumen before bypassing, (b) Through lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (c) Through lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta, (d) Blind lumen before bypassing, (e) Blind lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (f) Blind lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta

(近似于不可压缩材料)。心动周期假设为 0.8 s ,边界条件如下:

(1) 在升主动脉的入口部分施加均匀分布的纵向脉动速度(见图5);

(2) 根据边界无滑移条件,血管壁面速度为 0 ;

(3) 根据流动充分发展条件,在腹主动脉出口处施加零牵引力,即令其压力为 $0^{[8-9]}$ 。

利用 ANSYS Workbench 12.1 软件中的 ANSYS 模块和 CFX 模块在生理脉动流条件下对主动脉夹层的血液流动情况进行流固耦合数值模拟。流场和固体计算所取时间步长必须相等,设置为 0.01 s 。为了提高计算的精度,连续进行3个周期的迭代运算,得到稳定的收敛解^[10]。

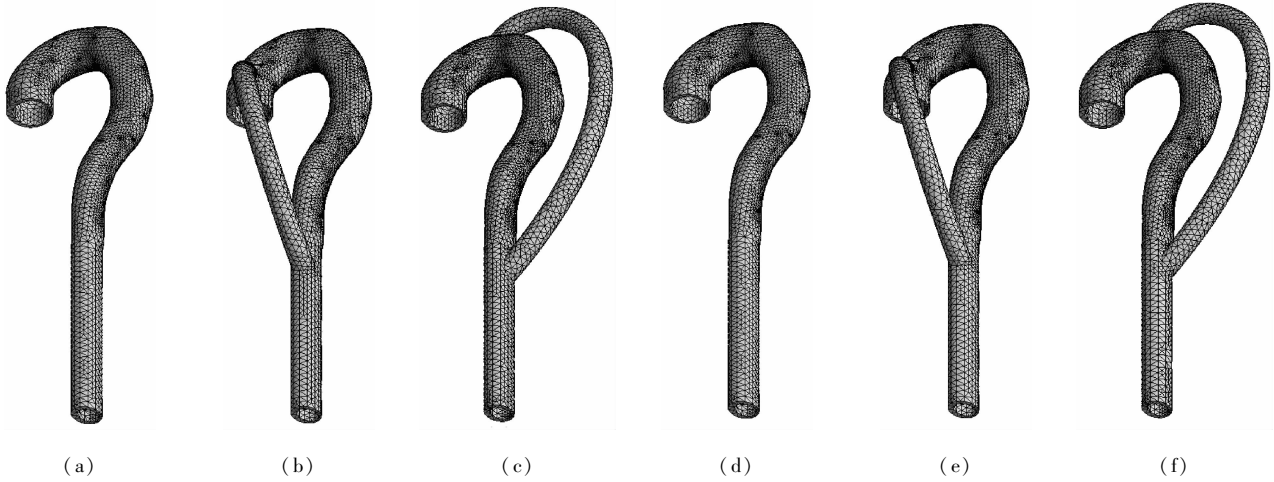


图4 血管壁有限元模型 (a) 通腔搭桥前, (b) 通腔升-腹搭桥后, (c) 通腔锁-腹搭桥后, (d) 盲腔搭桥前, (e) 盲腔升-腹搭桥后, (f) 盲腔锁-腹搭桥后

Fig. 4 Finite element model of the vessel wall (a) Through lumen before bypassing, (b) Through lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (c) Through lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta, (d) Blind lumen before bypassing, (e) Blind lumen bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (f) Blind lumen bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta

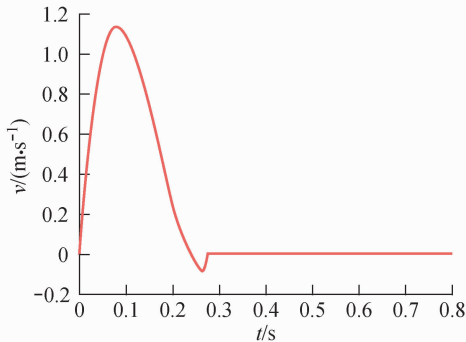


图5 一个心动周期内升主动脉入口的纵向速度
 Fig. 5 Longitudinal velocity at the inlet of ascending aorta in a cardiac cycle

2 分析与讨论

经过数值模拟, 获得了 DeBakey III 型主动脉夹层及其旁路搭桥转流术后血液流动速度、压力和血管壁位移等血流动力学参数的时空分布情况。本文主要对比搭桥前后的血流动力学变化, 分析和比较不同搭桥方案治疗不同假腔型式主动脉夹层的效应。另外, 将流固耦合数值模拟的结果与基于理想化模型和刚性血管壁条件进行的非流固耦合数值模拟结果进行对比分析。

2.1 速度

图6 为通腔型式的模型搭桥前后假腔内的血液

流动速度平均值在一个心动周期内随时间变化的曲线(盲腔模型类似, 故略去)。在实施旁路搭桥转流术后, 由于搭桥血管的分流作用, 使得假腔内的血液流动速度明显小于搭桥手术前的值, 尤其是在收缩期血液流动速度的减小量明显大于舒张期。这对于减轻血流对夹层病变的冲击和压力、防止夹层破裂、促进夹层局部病变愈合是非常有利的。

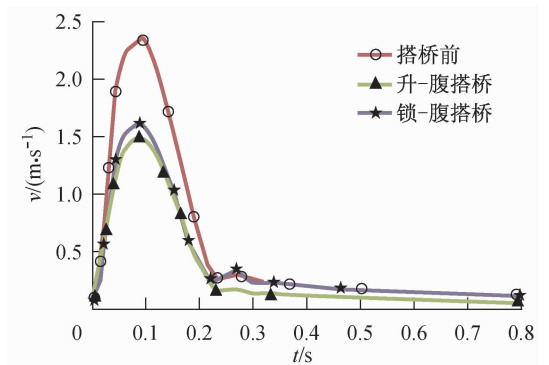


图6 通腔搭桥前后假腔内平均速度
 Fig. 6 Average velocity at false lumen before and after bypassing

搭桥前后心动周期中假腔内的平均速度最大值及其降幅如表1所示。对盲腔型式的主动脉夹层实施升-腹搭桥后, 其假腔内的血液流动速度降低最为明显, 假腔内平均速度的最大值下降幅度达到50.85%。因此, 对于盲腔型式的主动脉夹层, 采用

升-腹搭桥手术的治疗效果更明显。

表1 心动周期内假腔平均速度最大值

Tab.1 Maximum mean velocity of false lumen in a cardiac cycle

| 模型 | $v/(m \cdot s^{-1})$ | 降幅/% |
|----------|----------------------|-------|
| 胸腔搭桥前 | 2.347 | — |
| 胸腔升-腹搭桥后 | 1.495 | 36.29 |
| 胸腔锁-腹搭桥后 | 1.596 | 32.00 |
| 盲腔搭桥前 | 0.242 | — |
| 盲腔升-腹搭桥后 | 0.119 | 50.85 |
| 盲腔锁-腹搭桥后 | 0.154 | 36.29 |

2.2 压力

搭桥前后心动周期中假腔壁面的平均压力最大值及其降幅如表2所示。盲腔型式的主动脉夹层模型假腔壁面的平均压力最大值比胸腔型式更大,实施升-腹搭桥和锁-腹搭桥后压力的下降幅度也更为明显,分别达到24.988和23.429 kPa;而对胸腔型式的模型,实施升-腹搭桥和锁-腹搭桥后下降幅度只有6.828和6.145 kPa。在实施旁路搭桥转流术后,假腔壁面的压力明显小于搭桥手术前的值。

表2 心动周期内血管壁内腔面平均压力最大值

Tab.2 Maximum mean pressure of inner vessel wall in a cardiac cycle

| 模型 | p/kPa | 降幅/kPa |
|----------|---------|--------|
| 胸腔搭桥前 | 45.854 | — |
| 胸腔升-腹搭桥后 | 39.026 | 6.828 |
| 胸腔锁-腹搭桥后 | 39.709 | 6.145 |
| 盲腔搭桥前 | 73.656 | — |
| 盲腔升-腹搭桥后 | 48.668 | 24.988 |
| 盲腔锁-腹搭桥后 | 50.227 | 23.429 |

2.3 位移

搭桥前后心动周期中假腔部分血管壁的平均位移最大值及其降幅如表3所示。对胸腔型式的主动脉夹层实施锁-腹搭桥后,其血管壁位移的减小最为明显,血管壁平均位移的最大值下降幅度达到53.82%。因此,对于胸腔型式的主动脉夹层,采用锁-腹搭桥手术的治疗效果更明显。在实施旁路搭桥转流术后,由于血流对夹层部位血管壁的冲击和压力降低,使得血管壁的位移量明显小于搭桥手术前的值。

无论从速度、压力,还是位移来看,搭桥后血流

动力学变化对于防止夹层破裂、促进夹层局部病变愈合是非常有利的。

表3 心动周期内血管壁平均位移最大值

Tab.3 Maximum mean displacement of vessel wall in a cardiac cycle

| 模型 | 位移/mm | 降幅/% |
|----------|-------|-------|
| 胸腔搭桥前 | 2.75 | — |
| 胸腔升-腹搭桥后 | 1.98 | 28.00 |
| 胸腔锁-腹搭桥后 | 1.27 | 53.82 |
| 盲腔搭桥前 | 3.67 | — |
| 盲腔升-腹搭桥后 | 2.56 | 30.25 |
| 盲腔锁-腹搭桥后 | 1.99 | 45.78 |

2.4 流固耦合与非流固耦合结果对比

贯建春等^[11]基于理想化模型和刚性血管壁条件对搭桥术治疗DeBakey III型主动脉夹层进行过非流固耦合数值模拟。通过对其结果与本文基于流固耦合数值模拟的结果进行比较(见表4)可以发现,基于流固耦合的模拟结果在搭桥后速度的降幅上普遍增加,且在不同假腔型式和不同搭桥方案之间的差异并不十分明显,但与基于非流固耦合的模拟结果变化趋势基本一致。对于盲腔型式的主动脉夹层,搭桥前假腔内的血流速度较低,锁-腹搭桥则可以直接对流入假腔内的血液进行分流,使假腔内的血流速度进一步降低,而将血管壁的材料假设为

表4 流固耦合与非流固耦合结果比较

Tab.4 Comparison of fluid-structure interaction (FSI) and non-FSI simulation results

| 模型结果 | 流固耦合 | 非流固耦合 |
|-----------------|-----------|-----------|
| 胸腔升-腹搭桥后速度平均值降幅 | 36.92% | 27.71% |
| 胸腔锁-腹搭桥后速度平均值降幅 | 24.24% | 9.90% |
| 盲腔升-腹搭桥后速度平均值降幅 | 36.93% | 11.76% |
| 盲腔锁-腹搭桥后速度平均值降幅 | 25.71% | 27.27% |
| 胸腔升-腹搭桥后速度最大值降幅 | 36.29% | 21.31% |
| 胸腔锁-腹搭桥后速度最大值降幅 | 32.00% | 9.67% |
| 盲腔升-腹搭桥后速度最大值降幅 | 50.85% | 21.09% |
| 盲腔锁-腹搭桥后速度最大值降幅 | 36.29% | 30.62% |
| 胸腔升-腹搭桥后压力平均值降幅 | 359.75 Pa | 155.33 Pa |
| 胸腔锁-腹搭桥后压力平均值降幅 | 132.82 Pa | 152.30 Pa |
| 盲腔升-腹搭桥后压力平均值降幅 | 469.27 Pa | 538.04 Pa |
| 盲腔锁-腹搭桥后压力平均值降幅 | 240.90 Pa | 782.79 Pa |

刚性或弹性并不会对血流速度的变化产生很大影响。因此,流固耦合和非流固耦合条件下盲腔锁-腹搭桥后速度降幅的差别并不大,甚至非流固耦合条件下的速度平均值降幅比流固耦合条件下的更大。

旁路搭桥转流术的治疗效果是与术后主动脉夹层的血流动力学变化紧密相关的,特别是夹层区域血液压力和血流速度的变化起到了非常重要的作用。研究表明,实施旁路搭桥转流术后主动脉夹层假腔的血液流动速度、压力和血管壁位移均有所下降,而且采用锁-腹搭桥方案治疗通腔型式的主动脉夹层和采用升-腹搭桥方案治疗盲腔型式的主动脉夹层效果更加明显。搭桥手术对血道进行了分流,可以有效地缓解血流对夹层病变的冲击和压力、减轻夹层的进一步扩张、防止夹层破裂、促进夹层局部病变愈合,这与非流固耦合数值模拟的结果基本一致。

3 结论与展望

根据对 DeBakey III 型主动脉夹层三维个性化模型的流固耦合数值模拟研究可以初步认定,旁路搭桥转流术是一种在特定情况下治疗 DeBakey III 型主动脉夹层的有效手术方式,具有很好的临床应用前景。综合考察血液流动速度、压力和血管壁位移等各项血流动力学指标可以发现,对于通腔型式的主动脉夹层,锁-腹搭桥方案的旁路搭桥转流术的治疗效果更好;而对于盲腔型式的主动脉夹层,升-腹搭桥方案的旁路搭桥转流术则可以取得更好的治疗效果,这可以为临床医生在治疗 DeBakey III 型主动脉夹层术前实际选择搭桥方案时提供一些理论指导。

随着计算机医学成像技术及图像分割处理技术的进步,在未来的研究中,将构建更加精确的几何模型,并进一步缩短模型构建的时间。另外,可以考虑使用过渡状态的流体模型或者湍流模型对流体部分进行计算;还可以将血管壁材料定义为超弹性或黏弹性,这将使得计算结果更加接近真实情况。结合快速成型技术制作血管的实体模型,进行体外实验,可以进一步验证数值模拟的结果。其他血流动力学参数对治疗的影响,以及其他搭桥手术方案的治疗效果也还有待于进一步探讨。

参考文献:

- [1] Johansson G, Markstrom U, Swedenborg J. Ruptured thoracic aortic aneurysms: A study of incidence and mortality rates [J]. *J Vasc Surg*, 1995, 21(6): 985-988.
- [2] DeBakey ME, Henly WS, Cooley DA, et al. Surgical management of dissecting aneurysms of the aorta [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1965, 49: 130-149.
- [3] 刘有军, 乔爱科. 基于血流动力学仿真的心血管外科手术规划进展[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(6): 395-400.
Liu YJ, Qiao AK. Progress of basod on hemodynamics simulation cardiovascular surgical planning [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(6): 395-400.
- [4] Thubrikar MJ, Agali P, Robicsek F. Wall stress as a possible mechanism for the development of transverse intimal tears in aortic dissections [J]. *J Med Eng Technol*, 1999, 23(4): 127-134.
- [5] 姜宗来. 心血管生物力学研究的新进展[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(5): 313-315.
Jiang ZL. Recent advances in cardiovascular biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 313-315.
- [6] Rajagopal K, Bridges C, Rajagopal KR. Towards an understanding of the mechanics underlying aortic dissection [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2007, 6(5): 345-359.
- [7] 孟宪龙, 付文字, 顾兆勇, 等. 可实现特殊网格划分的个性化动脉瘤实体模型的构建 [J]. *医用生物力学*, 2009, 24(4): 270-275.
Meng XL, Fu WY, Gu ZY, et al. Method of reconstruct patient-specific model of aortic arch aneurysm for particular demands on meshing [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(4): 270-275.
- [8] 马宝胜, 隋允康, 乔爱科. 冠状动脉搭桥术中移植管-宿主主动脉直径比和缝合角的优化与分析[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(3): 246-250.
Ma BS, Sui YK, Qiao AK. Optimization and analysis of graft-host diameter ratio and junction angle in coronary artery bypass graft [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(3): 246-250.
- [9] Gao F, Matsuzawa T. FSI within aortic arch model over cardiac cycle and influence of wall stiffness on wall stress in layered wall [J]. *Eng Lett*, 2006, 13(2): 15.
- [10] 何凡, 李晓阳. 血流与动脉壁的流固耦合研究[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(5): 405-410.
He F, Li XY. Fluid-structure interaction study on blood flow and arterial wall [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(5): 405-410.
- [11] 贯建春, 初博, 张宏斌, 等. 主动脉夹层及其移植管搭桥术的三维数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(增): 130.
Guan JC, Chu B, Zhang HB, et al. Three-dimensional numerical simulation of bypassed aortic dissection [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(suppl): 130.