

文章编号:1004-7220(2014)05-0411-07

个性化主动脉夹层及其搭桥术的流固耦合数值模拟

殷文聪, 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** 研究不同搭桥方式对不同假腔型式的 DeBakey III 型主动脉夹层模型治疗效果的影响。**方法** 依据主动脉夹层患者的 CT 图像,采用 Mimics 医学图像处理软件进行模型重建,并利用计算机辅助手段建立升-腹和锁-腹两种方式的旁路搭桥模型,进行流固耦合数值模拟计算,比较不同模型的血流动力学差异。**结果** 实施两种方式的旁路搭桥转流术后,通腔型式模型的血液流量、血流平均与最大速度均有不同程度的降低。同时升-腹搭桥后血液最大压力和血管壁位移均减小,而锁-腹搭桥后却增加;盲腔型式模型的上述血流动力学参数在搭桥后均降低,且升-腹搭桥式模型的降幅更大。**结论** 升-腹搭桥方式对通腔和盲腔两种假腔型式主动脉夹层有更好的治疗效果,借助数值模拟的结果可以更好地解释搭桥手术对主动脉夹层的影响,并确立搭桥手术的科学有效性和临床实用性。

关键词: 主动脉夹层; 血流动力学; 旁路搭桥术; 流固耦合; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Fluid-structure interaction simulation of patient-specific aortic dissection and its bypass grafting

YIN Wen-cong, QIAO Ai-ke (College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Objective To investigate the effects of different bypass grafting for treating DeBakey III aortic dissection. **Methods** The patient-specific models of DeBakey III aortic dissection based on CT images were reconstructed by using Mimics software, and two bridge models of bypassing between ascending aorta and abdominal aorta (AA), and between left subclavian artery and abdominal aorta (LA) were established by computer-aided method, respectively. Then numerical simulations were performed by using fluid-structure interaction (FSI) method to compare hemodynamic differences of these two models. **Results** After bypass surgery, the mass flow, mean and maximum velocities of the through lumen models were reduced to different degrees. Meanwhile, both the maximum blood pressures and displacements of the vessel walls of AA models were decreased, but those of LA models were increased. In contrast, all the above-mentioned hemodynamic parameters of the blind lumen models were decreased, especially for AA models. **Conclusions** The AA bypassing is a better treatment for DeBakey III aortic dissection of through lumen and blind lumen. The therapeutic effects can be easily explained through simulation results, to ensure the scientific validity and clinical utility of bypassing.

Key words: Aortic dissection; Hemodynamics; Bypass grafting; Fluid-structure interaction (FSI); Numerical simulation

收稿日期:2013-12-13; 修回日期:2014-01-31

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10772010,81171107)。

通信作者:乔爱科,教授,博士研究生导师, E-mail: qak@bjut.edu.cn。

主动脉夹层 (aortic dissection, AD) 是一种起病急剧、进展快、且病情凶险、死亡率极高的血管疾病, 严重威胁人类健康; 同时主动脉手术也是心血管外科中技术难度最大的手术, 涉及重要脏器多, 突然猝死率达 20%, 住院期间死亡率达 30%^[1-3]。AD 的产生、扩展和治疗与血流动力学因素有着非常紧密的关系。血流动力学数值模拟的主要目的是揭示血流动力学因素与疾病之间的关系, 帮助人们更好地理解动脉疾病发生和发展的生理和病理基础, 以及治疗效果。利用数值模拟方法将繁杂、多维的流场数据利用科学计算进行可视化处理, 直观地展现了血流动力学的特性, 可以较为方便、有针对性地研究 AD 内血液流动与血管壁的交互作用^[4-6]。

动脉血管是弹性脉动的。动脉血流与血管壁组成一个瞬态流体与固体交互作用的力学系统——流固耦合 (fluid-structure interaction, FSI) 系统。为了准确预测心血管系统的血液流动, 很好地描述大变形问题, 将 FSI 作用考虑进来是非常必要的。初博等^[7] 构建升-腹和锁-腹两种搭桥方式, 通腔和盲腔两种假腔型式 DeBakey III 型 AD 的个性化模型, 利用计算流体力学的方法, 进行 FSI 数值模拟, 并对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 AD 的效果。但该研究中的血管壁模量取值较大, 且忽略了头臂干动脉 (无名动脉)、左颈总动脉及左锁骨下动脉 3 个分支血管的影响, 与真实的人体血管有所差异, 故该问题还有待于进一步研究。

本文在构建更加真实自然的个性化 DeBakey III 型 AD 模型的基础上, 对其进行瞬态 FSI 计算, 并分析带分支血管的不同假腔型式 AD 模型搭桥前后的血流动力学变化, 比较不同搭桥方案的治疗效果, 以期旁路搭桥转流术的设计和治疗方案提供一种更科学的理论依据。

1 材料与方法

1.1 AD 表面模型构建

病例数据取自北京安贞医院 AD 患者 (男性, 43 岁) 一例。使用磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 设备 (Siemens Magnetom Sonata) 对患者进行扫描, 获取医学图像。原始 MR 图像是 DICOM 格式的扫描图像文件, 共 96 个, 扫描视场尺寸范围

33.25 cm。像素尺寸为 1.484 mm, 分辨率为 224 × 256, 层间距为 1.43 mm。

将 MRI 数据输入 Mimics 10.01 图像处理软件, 使用三维阈值分割和三维区域增长分割相结合的处理方法, 在将主动脉血管大致提取出来后, 在一些图像层进行二维手动图像编辑操作 (像素点的增加、删除等), 使得提取的动脉血管模型更为精确。经过上述处理后, 得到 STL 格式的包括夹层、主动脉弓、头臂干 (无名动脉)、左颈总动脉及左锁骨下动脉的表面模型。然后, 对表面模型的面片数量和面片质量进行优化处理, 使模型更加光滑, 得到优化后的表面模型。

1.2 AD 血管壁模型构建

根据人体主动脉统计数据, 将主动脉壁厚设置为 2 mm。利用 Geomagic Studio 12.0 软件将血管壁内表面沿法向向外拉伸, 设置拉伸距离为 2 mm, 可以生成光滑的血管壁。构建出 STL 格式的血管壁模型, 并对模型进行光滑处理, 将主动脉弓、头臂干 (无名动脉)、左颈总动脉、左锁骨下动脉拉伸后的血管壁模型及夹层模型进行布尔合并运算, 使其成为一个整体模型 (见图 1)。并将模型从 STL 格式转化为 Nurbsesges 格式。

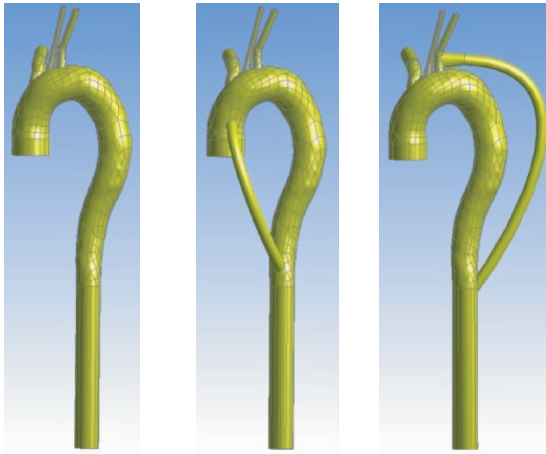


图 1 STL 格式的血管壁模型

Fig.1 STL model of the vessel wall

在 Solidworks 软件中, 为满足流动充分发展条件, 将升主动脉入口、腹主动脉出口和 3 个分支血管出口分别延长, 得到最终的血管壁模型。在该模型的基础上, 构建两种旁路搭桥模型 (搭桥血管直径 12 mm, 壁厚 1 mm): (1) 升-腹搭桥 (AA) 模型。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; (2) 锁-腹搭桥 (LA) 模型。上游缝合口位于左锁骨下动脉处、下

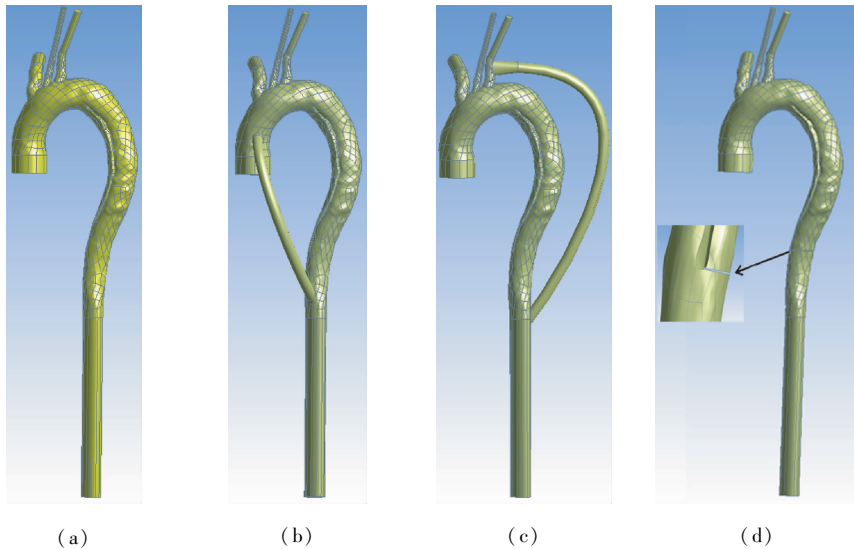
游缝合口位于腹主动脉处的, 定义为左锁骨下动脉-腹主动脉搭桥。血管壁模型如图 2 所示。



(a) 主动脉夹层 (b) 升-腹搭桥 (c) 锁-腹搭桥

图 2 血管壁模型

Fig. 2 Model of the vessel wall (a) Aortic dissection, (b) Bypassing between ascending aorta and abdominal aorta, (c) Bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta



(a) (b) (c) (d)

图 3 血流模型 (a) 通腔主动脉夹层, (b) 通腔升-腹搭桥, (c) 通腔锁-腹搭桥盲腔型式, (d) 盲腔主动脉夹层

Fig. 3 Blood models (a) Aortic dissection of through lumens, (b) Bypassing between ascending aorta and abdominal aorta of through lumens, (c) Bypassing between left subclavian artery and abdominal aorta of through lumens, (d) Aortic dissection of blind lumens

方法进行网格敏感度分析, 判断准则是主动脉内流量和压降的误差小于 5%。

1.5 数值模拟

血液材料属性设定为绝热、不可压缩的牛顿流体, 密度为 $1\ 050\ \text{kg}/\text{m}^3$, 黏度为 $3.5\ \text{mPa} \cdot \text{s}$ ^[4]。血

1.3 AD 血流模型构建

在 ANSYS Workbench 模型设计模块中, 导入血管壁模型, 填充出与血管壁完全吻合的血流模型, 将此类血流模型称为假腔型式为通腔的血流模型。为便于对比, 人为地把夹层远端撕裂口处假腔内的血流阻断, 构建出假腔型式为盲腔的血流模型。并把盲腔 AD 模型简称为 BAD, 盲腔升-腹搭桥模型简称为 BAA, 盲腔锁-腹搭桥模型简称为 BLA(见图 3)。

1.4 有限元模型

采用有限元分析软件 ANSYS Workbench 进行 FSI 数值模拟。将血管壁模型及在血管壁内填充形成的血流模型导入 Workbench 中, 在 Workbench 前处理模块中进行网格划分, 获得所需要的有限元模型。为了提高边界层的计算精度, 近血管壁流场的边界层采用逐渐加密的三棱柱网格进行划分, 其他流场区域和固体区域采用四面体网格进行划分。在进行瞬态计算之前, 首先采用稳态计算的

管壁设定为线性、各向同性的线弹性材料, 密度为 $2\ 000\ \text{kg}/\text{m}^3$, 泊松比为 0.45, 弹性模量 $E = 1\ \text{MPa}$ ^[5]。升主动脉血液进口采用速度进口条件^[8], 降主动脉出口和主动脉弓上的 3 个分支血管出口处相对静压力取为 $0\ \text{Pa}$ ^[9-10]。血管壁入口和出口处位移设置为 $0\ \text{mm}$ 。

在 ANSYS Workbench 中进行 FSI 数值模拟。流体和固体的计算所取时间步长必须相等, 设置为 5 ms。为提高计算收敛速度, 耦合计算时最大迭代次数设置为 20; 耦合计算传递物理量收敛目标为 10^{-2} 。流场计算时微分方程组中 3 个是采用二阶精度的迎风格式进行求解, 最大均方根残差设定为 10^{-4} , 并在进行血管壁计算设置时开启大变形选项。进行 3 个周期的迭代计算得到了稳定的收敛解, 提取第 3 个周期的计算结果进行分析^[11]。

2 结果

2.1 通腔模型

2.1.1 通腔模型流量变化 由通腔型式模型搭桥前后主动脉内的血液流量在一个心动周期内的变化曲线可知(见图4), 由于搭桥血管的分流作用, 通腔模型两种方式搭桥后主动脉内血液流量相对搭桥前均有不同程度降低, 尤其是在入口速度峰值时刻 80 ms 时, 分流效果最为明显。升-腹搭桥式的最大分流比为 12.30%, 锁-腹搭桥式的分流比为 5.64%。

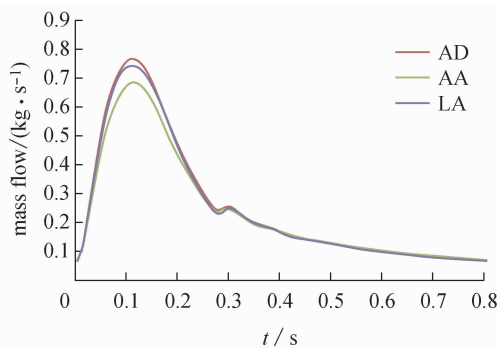


图4 通腔搭桥前后主动脉腔质量流量

Fig.4 Mass flow in aortas of through lumen models before and after bypassing

由通腔型式模型搭桥前后假腔内的血液流量在一个心动周期内的变化曲线可知(见图5), 升-腹搭桥假腔内血液流量相对搭桥前有所降低, 且在入口速度峰值时刻 80 ms 时效果最为明显。

2.1.2 通腔模型压力分布 选取 4 个典型时刻的血流动力学结果进行分析: 40 ms 收缩期加速阶段, 80 ms 入口速度峰值时刻, 160 ms 收缩期减速阶段, 270 ms 舒张期阶段。

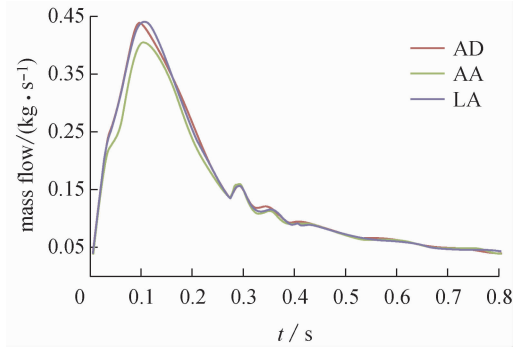


图5 通腔搭桥前后假腔内质量流量

Fig.5 Mass flow in false lumens of through lumen models before and after bypassing

主动脉内的压力由升主动脉、主动脉弓、降主动脉呈阶梯状降低, 且真假两腔压力基本一致。3 根分支血管压力较低。在 40 ms 时刻模型平均压力最大, 其中未搭桥血管的最大压力值为 13.647 kPa, 升-腹搭桥后最大压力降低到 13.321 kPa, 而锁-腹搭桥后, 压力较搭桥前却有一定的升高, 且最大压力值增加到 14.248 kPa。这与初博等^[18]提出“通腔型式的模型搭桥后压力降低并不显著, 在局部区域反而略有升高”的结论相一致。

2.1.3 通腔模型速度分布 表 1 所示为搭桥前后模型内的血流平均速度与最大速度。

表 1 通腔模型平均速度与最大速度

Tab.1 Mean and maximum velocities of models in through lumen models

通腔模型	血流平均速度/ ms^{-1}	血流最大速度/ ms^{-1}
未搭桥通腔模型	1.320 72	5.320 51
升-腹搭桥通腔模型	1.218 22	5.222 45
锁-腹搭桥通腔模型	0.984 93	4.833 57

在 3 根分支血管, 腹主动脉及主动脉弓弯曲内侧血流速度较快。假腔与真腔内血流速度基本相同, 但在夹层远端撕裂口附近假腔内血流速度明显升高, 且比真腔内的血流速度大, 该位置未搭桥模型、升-腹搭桥模型和锁-腹搭桥模型的血流平均速度分别为 1.571 88、1.389 36 和 1.161 04 ms^{-1} 。两种方式搭桥后, 血流速度较搭桥前均有所降低, 且在流速较高的区域效果更为明显, 同时锁-腹比升-腹搭桥方式血液流速更低, 尤其是在 80 ms 和 160 ms

时刻。

2.1.4 通腔模型位移分布 表2所示为模型血管壁位移的平均值与最大值。在80 ms和160 ms时刻位移变化最为剧烈,夹层远端撕裂口附近位移变化较大,且假腔血管壁的位移大于真腔。升-腹搭桥后夹层及血管壁的位移均有所减小,且真腔壁面的位移小于假腔,而锁-腹搭桥后模型位移却有所增加。

表2 通腔模型血管壁位移平均值与最大值

Tab.2 Mean and maximum displacements of vessel walls in through lumen models

通腔模型	平均位移/mm	最大位移/mm
未搭桥通腔模型	1.602 32	4.053 12
升-腹搭桥通腔模型	1.464 76	3.546 59
锁-腹搭桥通腔模型	2.856 51	9.725 00

2.2 盲腔模型

2.2.1 盲腔模型流量变化 由盲腔型式模型搭桥前后主动脉内的血液流量在一个心动周期内的变化曲线可知(见图6),盲腔模型两种方式搭桥后主动脉内血液流量相对于搭桥前均有所降低,尤其是在入口速度峰值时刻,且升-腹比锁-腹搭桥方式分流效果更为明显,最大分流比分别为18.97%和11.57%。

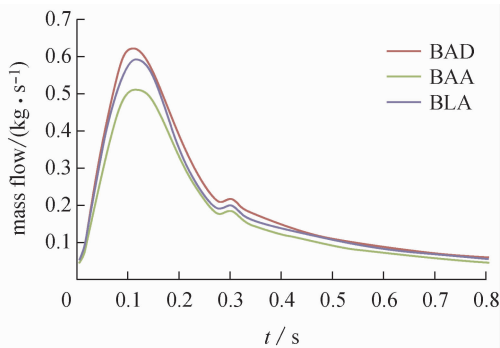


图6 盲腔腔搭桥前后腔内质量流量

Fig.6 Mass flow in aorta of blind lumen model before and after bypassing

2.2.2 盲腔模型压力分布 升主动脉、主动脉弓及假腔的血液压力偏大,且真腔平均压力低于假腔平均压力。在40 ms时刻模型平均血液压力最大,并且假腔末端所受压力较高。两种方式搭桥后模型所受的压力均有所降低,未搭桥前的模型所受最大压力为16.401 kPa,升-腹和锁-腹搭桥模型的最大压力分别

为15.443 kPa和15.906 kPa。

2.2.3 盲腔模型速度分布 表3所示为血流速度的平均值与最大值。模型假腔内的血液流速偏低,真腔内的流速较高,尤其是在夹层中间区域,血流流速最大。两种方式的旁路搭桥后均有效降低了模型内尤其是真腔内的血流平均速度和最大速度。

表3 盲腔模型平均速度与最大速度

Tab.3 Mean and maximum velocities of blind lumen models

盲腔模型	血流平均速度/ ms^{-1}	血流最大速度/ ms^{-1}
未搭桥盲腔模型	1.366 74	6.509 56
升-腹搭桥盲腔模型	1.278 00	5.243 38
锁-腹搭桥盲腔模型	1.321 48	6.292 6

2.2.4 盲腔模型位移分布 表4所示为模型血管壁位移平均值与最大值。模型真假两腔血管壁的位移大小相似,在夹层末端附近区域血管壁位移较大。两种方式搭桥后,夹层及血管壁的位移均有明显减小(见图7)。且锁-腹比升-腹搭桥方式可以更有效地降低主动脉的运动程度。

表4 盲腔模型血管壁位移平均值与最大值

Tab.4 Mean and maximum displacements of vessel walls in blind lumen models

盲腔模型	平均位移/mm	最大位移/mm
未搭桥盲腔模型	3.152 80	6.825 88
升-腹搭桥盲腔模型	2.204 85	4.771 42
锁-腹搭桥盲腔模型	1.299 76	4.370 36

3 讨论

3.1 通腔模型

本研究探讨了升-腹和锁-腹两种搭桥方式治疗通腔和盲腔两种假腔型式的DeBakeyIII型AD的血流动力学特征。FSI计算结果显示,通腔模型搭桥后主动脉内血液流量相对搭桥前有所降低,且升-腹搭桥后假腔内血液流量降低,而锁-腹搭桥后假腔内的流量与搭桥前相比基本保持不变;说明搭桥血管不仅可以对主动脉腔内的血液进行分流,并使假腔内的血液流量减小。由于假腔的血管壁结构与真腔相比,已经发生了严重的病变,假腔内流量的减小有利于减轻假腔的负担,防止血管壁和夹层的破裂,并促进夹层局部病变愈合。假腔内夹层远端撕裂口处血液流速的

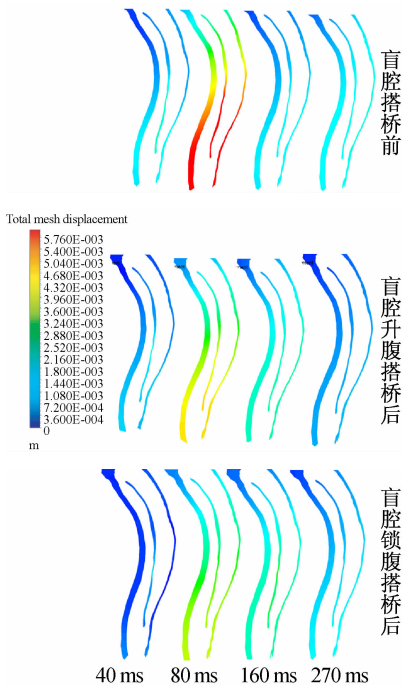


图7 盲腔模型4个典型时刻位移分布图

Fig.7 Distributions of total mesh displacements in blind models at 4 typical period

降低,使血流更快地达到稳定状态,减小其对壁面的冲击,从而能够有效避免夹层的进一步扩张。从搭桥后的血管壁的位移变化可以看出,升-腹搭桥后模型位移减小,而锁-腹搭桥后却增加。由于搭桥路径的不同,锁-腹搭桥方式的搭桥血管比升-腹搭桥方式长,同时搭桥血管直径较主动脉而言比较小,故搭桥管的位移变化更剧烈,搭桥管的运动继而带动主动脉的运动,导致锁-腹搭桥的血管壁位移大于未搭桥前的位移。血管壁的位移越大越容易发生破裂,升-腹搭桥后血管壁位移的明显减小,有利于防止夹层的破裂或进一步扩张。因此,对于通腔型式AD,由于采用锁-腹搭桥方案治疗后,压力有一定的升高,位移变化较大,且搭桥管的直径受左锁骨下动脉尺寸的限制,故采用升-腹搭桥会取得更好的治疗效果。

3.2 盲腔模型

盲腔模型假腔压力高于真腔,夹层真假两腔内液压强不平衡,假腔有持续扩张并压迫真腔的趋势。真腔持续受压会引起重要脏器(肾脏、肠道、下肢)出现缺血性改变,可能引发严重的并发症^[12]。且假腔末端血流压力较高容易引起夹层向降主动脉的延伸,甚至引起血管壁和夹层的破裂,这对该盲腔型式AD

的发展和治理有着重要影响。搭桥后假腔内压力的降低,有利于抑制夹层的扩展,并促进其痊愈。由于真腔内夹层中间区域的血流速度较大,对夹层的冲击也较大,而夹层的破裂将会影响真假腔内血流的稳定性。因此,搭桥手术降低了真腔内,尤其是夹层中间区域的血流速度,使血液流动更为稳定,可以减轻血流对真腔血管壁及夹层的冲击。对于盲腔型式AD,两种搭桥治疗方式均可采用,但由于升-腹搭桥方式的血流动力学结果降低幅度更大,故治疗效果会更好。

3.3 与未带分支模型对比

初博^[13]对未带3个分支血管且边界条件中血管壁弹性模量为100 MPa的DeBakey III型AD的个性化模型进行FSI数值模拟。本研究不仅考虑了3个分支血管,而且血管壁弹性模量取值小,所用的搭桥血管直径也小于未带分支模型所使用的搭桥管,同时锁-腹搭桥方式的路径与未带分支血管的搭桥路径有所不同。将本文的数值模拟结果与未带3个分支血管模型的结果进行比较(见表5),可以发现分支模型的血流速度降值在不同假腔型式和不同搭桥方案之间有没有较大的差异。而通腔锁-腹搭桥后的压力却有所上升。由于未带分支血管的搭桥管直径大,分流效果更为显著,其速度和压力降幅更大一些。

表5 有无分支模型的数值模拟计算结果比较

Tab.5 Comparison of simulation results based on models with/without branches

结果	带分支模型	未带分支模型
通腔升-腹搭桥后速度平均值降幅	7.76%	36.92%
通腔锁-腹搭桥后速度平均值降幅	25.42%	24.24%
通腔升-腹搭桥后速度最大值降幅	1.84%	36.29%
通腔锁-腹搭桥后速度最大值降幅	9.15%	32.00%
通腔升-腹搭桥后压力最大值降幅	326 Pa	6 828.3Pa
通腔锁-腹搭桥后压力最大值降幅	-601.1 Pa	6 144.8 Pa
盲腔升-腹搭桥后速度平均值降幅	6.49%	36.93%
盲腔锁-腹搭桥后速度平均值降幅	3.312%	25.71%
盲腔升-腹搭桥后速度最大值降幅	19.45%	50.85%
盲腔锁-腹搭桥后速度最大值降幅	3.33%	36.29%
盲腔升-腹搭桥后压力最大值降幅	957.9 Pa	24 987.7 Pa
盲腔锁-腹搭桥后压力最大值降幅	494.8 Pa	23 428.5 Pa

3 结论与展望

本文研究结果表明,对于通腔和盲腔型式AD,升-腹搭桥式是更合适的搭桥治疗方式。由此可以初步认定搭桥手术是一种在特定情况下治疗DeBakey III型AD的有效手术方式。不同搭桥方式会影响该病的治疗效果,旁路搭桥转流术的治疗效果与术后血流动力学变化密切相关。

根据个性化真实几何模型FSI数值模拟的研究结果可知,采用计算机数值模拟手段来研究AD搭桥术,既可以节约成本、提高效率,更便于有针对性地获得在生理流动条件下不同假腔型式、不同搭桥方案的DeBakey III型AD的血流动力学参数。虽然血流动力学计算结果并不能独立地完全解释AD的治疗效果,但是借助这些模拟结果有助于更好地解释搭桥手术对治疗的影响,确立搭桥手术的科学有效性和临床实用性,这对于AD预后风险评估的判断很有价值。

参考文献:

- [1] 张健,景在平. 主动脉夹层病因学分析[J]. 外科理论与实践, 2007, 12(1): 84-86.
- [2] Olsson C, Thelin S, Ståhle E, *et al.* Thoracic aortic aneurysm and dissection: Increasing prevalence and improved outcomes reported in a nationwide population-based study of more than 14 000 cases from 1987 to 2002 [J]. *Circulation*, 2006, 114(24): 2611-2618.
- [3] Larson W, Edwards E. Risk factors for aortic dissection: A necropsy study of 161 cases [J]. *Am J Cardiol*, 1984, 53(6): 839-855.
- [4] Sun A, Fan Y, Deng X. Numerical study of hemodynamics at coronary bifurcation with and without swirling flow [C]// Proceedings of 6th World Congress of Biomechanics. Singapore: Springer Berlin Heidelberg, 2010: 1428-1430.
- [5] Valencia A, Solis F. Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery [J]. *Comput Struct*, 2006, 84(21): 1326-1337.
- [6] Zhao SZ, Xu XY, Hughes AD, *et al.* Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation [J]. *J Biomech*, 2000, 33(8): 975-984.
- [7] 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 numerical simulation of bypassed DeBakey III aortic dissection [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(4): 386-391.
- [8] Malina M, Ivancev K, Chuter TAM, *et al.* Changing aneurysmal morphology after endovascular grafting: Relation to leakage or persistent perfusion [J]. *J Endovasc Surg*, 1997, 4(1): 23-30.
- [9] 马宝胜,隋允康,乔爱科. 冠状动脉搭桥术中移植管-宿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.
- [10] 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): 167-172.
- [11] 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): 140-146.
He F, Li XY. Fluid-structure interaction study on blood flow and arterial wall [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(5): 140-146.
- [12] 王亮,陆清声,冯睿,等. DeBakey III型主动脉夹层血流动力学数值模拟分析初步研究[J]. 介入放射学杂志, 2010, 19(9): 683-687.
- [13] 初博. 搭桥术治疗DeBakey III型主动脉夹层的流固耦合数值模拟研究[D]. 北京:北京工业大学硕士学位论文, 2011.