

doi: 10.13241/j.cnki.pmb.2014.26.025

Stanford B 型主动脉夹层撕破口局部计算流体力学研究*

王 亮¹ 李晓东^{1△} 王 晨² 王志涛³ 景在平⁴ 王 云¹

(1 宁夏医科大学总医院心脏中心心脏大血管外科 宁夏 银川 750004; 2 北京理工大学机电学院 北京 100086;

3 宁夏医科大学总医院放射科 宁夏 银川 750004; 4 第二军医大学长海医院血管外科 上海 200433)

摘要 目的:探索 Stanford B 型主动脉夹层局部血流动力学改变对主动脉夹层发生、发展以及临床预后评估的作用,为临床治疗方案选择提供理论依据。**方法:**通过 CT 扫描获取临床常见典型形态的 Stanford B 型主动脉夹层断层序列,重建出三维主动脉夹层计算流体力学分析模型,对主动脉夹层真假腔内血液流场进行数值模拟计算。**结果:**血液流经 Stanford B 型主动脉夹层撕破口时会对血管局部壁面产生冲击,造成动脉管壁局部压强升高,此种“冲击效应”不但会出现在近端夹层撕破口附近管腔壁面,也会出现在中间段及远端夹层撕破口附近,当入口血压压强升高时,夹层撕破口附近局部壁面压强差值也会增加。在心动周期内,Stanford B 型主动脉夹层壁面剪切应力异常升高区也主要集中在撕破口区附近的动脉壁面上。**结论:**对于 Stanford B 型主动脉夹层而言,撕破口的位置相对于撕破口直径而言似乎更有临床意义。对 B 型夹层患者采用降低血压治疗,可减低局部动脉管壁上的壁面压强差值,但无法消除此壁面压强差,即主动脉夹层管壁上的局部危险区始终存在。此现象揭示主动脉夹层中远端撕破口也可能是造成夹层局部危险因素的原因,采用手术治疗方法封闭撕破口,以消除局部壁面压强增高区,降低破裂风险,可能是更理想的治疗方法。

关键词:主动脉;主动脉夹层;计算流体力学;主动脉腔内修复

中图分类号:R654,R318.5 **文献标识码:**A **文章编号:**1673-6273(2014)26-5100-04

The Computational Fluid Dynamics Study of Stanford Type B Aortic Dissection on Local Tear Area*

WANG Liang¹, LI Xiao-dong^{1△}, WANG Chen², WANG Zhi-tao³, JING Zai-ping⁴, WANG Yun¹

(1 Department of Cardiovascular Surgery, The General Hospital of Ningxia Medical University, Yinchuan, Ningxia, 750004, China;

2 School of Mechatronic Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing, 100086, China;

3 Department of Radiology, The General Hospital of Ningxia Medical University, Yinchuan, Ningxia, 750004, China;

4 Department of Vascular Surgery, Changhai Hospital, the Second Military Medical University, Shanghai, 200433, China)

ABSTRACT Objective: To discuss the effect of hemodynamic factors on the area near the tears of Stanford type B aortic dissection, and to assess the value of these factors in predicting the prognosis. **Methods:** The computational fluid dynamic simulations with patient-specific type B aortic dissection geometries were performed through the cardiac cycle. The blood flow pathlines, wall shear stress and static pressure on area near the tears were calculated and visualized. **Results:** The solution results indicated that there could be wall pressure and wall shear stress imbalance on the local aortic wall near the tears, which could be found not only near the proximal tear, but also near the middle and distal tears. The pressure differences on local area near the tears increased in accordance with the inlet pressure. **Conclusion:** The solution results demonstrated that there may be wall pressure and WSS imbalance on the local aortic wall in correspondence with the location of the tears, which may be a risk factor for the aortic rupture in future. Because the pure medications for lowering the blood pressure could not eliminate this risk factor, surgical procedures for sealing the tears may be more reasonable options for the therapeutic decision making.

Key words: Aorta; Aortic dissection; Computational fluid dynamics; Endovascular repair

Chinese Library Classification (CLC): R654, R318.5 **Document code:** A

Article ID: 1673-6273(2014)26-5100-04

前言

主动脉夹层(aortic dissection, AD)是主动脉管腔内血液通过主动脉管壁上的内膜撕裂口进入主动脉中膜外层或中外膜

交界处的一种疾病,使主动脉壁撕裂为两层,形成真腔和假腔。夹层沿主动脉纵轴向远端延伸,可在短期内导致主动脉破裂致患者死亡^[1],或因夹层假腔形成压闭真腔造成远端重要脏器(大脑、肾脏、肠道、下肢等)缺血引起严重并发症。在主动脉夹层患

* 基金项目:宁夏回族自治区科技攻关项目(大血管疾病腔内治疗技术的研究,2009);宁夏自然科学基金项目(NZ11196)

作者简介:王亮(1981-),男,医学博士,主治医师,主要研究方向:心脏大血管疾病的外科治疗

△通讯作者:李晓东, Email: nx.vascular@gmail.com

(收稿日期:2014-01-27 接受日期:2014-02-21)

者中约 70%-80% 合并有高血压^[2],提示主动脉夹层与血液动力学因素相关。高速、高压的脉动血流会在动脉管壁内皮细胞薄弱处撕开动脉内膜,从而启动夹层的病理过程。采用计算流体力学分析(computational fluid dynamics, CFD)方法对主动脉疾病进行血流动力学分析是近年来流体动力学应用于生物医学领域的重要进展^[3-6],并逐渐成为主动脉扩张性疾病(主动脉瘤、夹层等)研究不可或缺的方面。减少主动脉管壁应力强度(wall stress),对预防和治疗主动脉夹层均有重要意义。主动脉夹层发生后,夹层真假腔内血液流动会发生显著改变^[7],可造成夹层撕破口附近动脉管壁局部血流动力学因素发生相应的变化。本研究基于患者主动脉 CT 扫描断层图像重建出具有真实解剖形态的 Stanford B 型主动脉夹层三维数值计算模型,对夹层撕破口附近动脉管壁局部压强、剪应力(wall shear stress, WSS)进行分析,试图从血流动力学角度评估具有不同解剖形态的 Stanford B 型主动脉夹层预后风险,探索这种变化在 B 型主动脉夹层发生、发展中的作用,为临床治疗方案选择提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 CT 图像获取及夹层解剖分型

所有 Stanford B 型主动脉夹层断层 CT 图像均来自门诊及住院患者。64 层螺旋增强 CT 扫描,范围包括主动脉弓上三分支至双侧髂动脉之间的区域,层厚 1 mm。CT 断层图像以 DICOM 格式保存并输出。根层夹层撕破口位置、数量以及真假腔是否受压的情况,所入选的 Stanford B 型主动脉夹层解剖几何形态可分为以下常见类型。

1) 多破口真腔非受压型(AD01) 近端撕破口位于降主动脉中上段,夹层远端真假腔内径相似,中间撕破口位于一侧肾动脉起始,远端撕破口位于主动脉分叉。

2) 双破口真腔受压型(AD02) 近端撕破口位于主动脉弓与降主动脉交界,夹层远端真腔显著受压,远端撕破口位于一侧髂总动脉。

3) 多破口真腔受压型(AD03) 近端撕破口位于降主动脉中上段,夹层远端真腔显著受压,远端撕破口位于双侧髂总动脉(图 1)。

1.2 构建 Stanford B 型主动脉夹层三维计算流体力学分析模型及数值模拟计算



图 1 常见 Stanford B 型主动脉夹层解剖形态

Fig. 1 Common geometries of Stanford type B aortic dissection

在专业工作站内将主动脉夹层 CT 扫描断层图像数据包导入、序列重建,并进行体网格划分,完成模型构建^[7]。血流边界条件设定及数值求解计算方法同参考文献^[7],包括血液粘性系数为 0.0035 Pas, 密度为 1050 kg/m³,入口条件采用随心动周期时间变化血液流速曲线(图 2),采用高级计算流体力学分析软件 FLUENT 6.3(北京理工大学机电学院)对血液流场进行非定常加载^[8]。在获得夹层撕破口附近管壁局部压强、壁面剪切力数值的基础上,通过改变入口血流压强(120 mmHg, 160 mmHg),获得在不同血压条件下(模拟临床降压治疗),夹层撕破口局部管壁压强变化的情况。

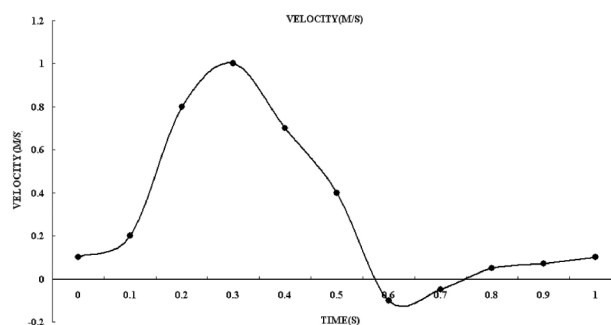


图 2 入口血流流速-时间变化曲线

Fig. 2 Inlet velocity-time curve

2 结果

2.1 Stanford B 型主动脉夹层管壁局部血压改变

脉动血流流经主动脉夹层撕破口,会对动脉管壁局部形成血流冲击,造成动脉管壁局部压强升高(表 1)。此种“冲击效应”不但会出现在近端夹层撕破口附近管腔壁面(AD01, 03),也会出现在中间段(AD01)及远端夹层撕破口(AD02)附近。当入口血流压强升高时,夹层撕破口附近局部壁面压强差值也会增加(表 2)。

表 1 Stanford B 型主动脉夹层撕破口局部管腔壁面间压强差值 (mmHg)

Table 1 Pressure difference on local area near the tears of stanford type B aortic dissection (mmHg)

Location	Max	Min	Pressure Difference
AD01 Proximal	125.1	115.7	9.4
AD01 Middle	112.2	106.7	5.5
AD02 Distal	105.3	101.0	4.3
AD03 Proximal	104.1	99.7	4.4

2.2 Stanford B 型主动脉夹层局部壁面剪切应力改变

经过将数值模拟计算结果进行可视化输出(图 3),可见血压(左图),壁面剪切应力(右图)的亮区主要集中在受血流冲击的动脉管壁上,即在心动周期内,Stanford B 型主动脉夹层壁面剪切应力异常升高区主要集中在撕破口区附近的动脉壁面上。

3 讨论

通过 CT 扫描患者获取主动脉断层医学图像,重建仿真的

表 2 不同入口血压条件下 Stanford B 型主动脉夹层撕破口局部管腔壁面间压强差值 (mmHg)

Table 2 Pressure difference on local area near the tears of stanford type B aortic dissection under different inlet pressure (mmHg)

Inlet pressure	AD01 Proximal	AD01 Middle	AD02 Distal	AD03 Proximal
120	6.3	7.5	6.0	5.3
160	9.8	14.3	12.1	10.5

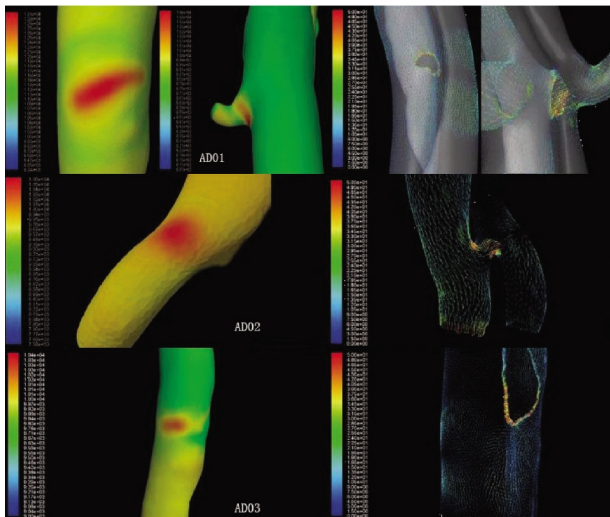


图 3 Stanford B 型主动脉夹层撕破口局部壁面剪切应力改变

Fig. 3 Pressure and WSS changes on local area near the tears of stanford type B aortic dissection

Stanford B 型主动脉夹层计算流体力学数值模拟模型,并在此基础上进行夹层血液流场计算流体力学分析,是研究主动脉疾病血流动力学简便而精确的方法^[9-15]。

血流流经撕破口后对血管局部壁面产生冲击,造成局部壁面的压强高于四周壁面压强。不论撕破口大小,当撕破口位于主动脉弓、降主动脉交界时,此冲击效应不明显,局部壁面压强无明显升高(AD02)。当夹层撕破口位于降主动脉、内脏动脉分支区或髂动脉时(AD01、02、03),均能观察到此冲击现象,撕破口所面对的动脉管壁壁面局部压强明显高于四周管壁压强,壁面剪切力(WSS)异常升高区也集中于此部分。局部 WSS 升高可破坏动脉管壁内皮细胞,诱导细胞凋亡及脂质沉积,破坏动脉管壁结构的完整性及抗压强度,进一步加重夹层形成后的管壁结构病理改变。通过本课题的求解,可以发现,对于 B 型夹层而言,撕破口的位置相对于撕破口直径而言似乎更有临床意义。当血液主流的流线方向与夹层撕破口远端管腔的轴线方向之间出现明显夹角时,血液流经撕破口后会对动脉管壁形成冲击,当两者的轴线接近平行时,则不会出现冲击效应。当入口血流压强升高时,局部壁面压强差值也会增加。对于 Stanford B 型主动脉夹层患者采用降低血压治疗(即保守治疗),可减低局部动脉管壁上的壁面压强差值,但无法除此壁面压强差,即主动脉夹层管壁上的局部危险区始终存在。局部壁面压强升高预示此部位可能为主动脉夹层管壁上的危险区域,血流持续不断地对局部壁面形成冲击,可能导致局部管壁结构进一步受

损,强度下降,最终可能发生破裂。此现象揭示主动脉夹层中远端撕破口也可能是造成夹层局部危险因素的原因,采用手术治疗方法封闭撕破口(开放手术或腔内手术),以消除局部壁面压强增高区,降低破裂风险,可能是更理想的治疗方法。

对于夹层真腔稳定的 Stanford B 型主动脉夹层患者,目前仍主张非手术治疗,除非出现夹层进展、重要脏器缺血、主动脉瘤样扩张等严重并发症^[16,17]。B 型夹层中远端撕破口是否均需手术治疗,仍存有争议。目前的主动脉夹层腔内修复术主要封闭夹层近端撕破口,即血流“入口”,而对远端撕破口则主要进行随访观察^[18-20]。近端撕破口封闭可使近端夹层假腔内血液凝固成血栓而闭塞,达到治疗目的。远端撕破口则可由血流出口变为入口,远端夹层假腔内仍可能有血流流入,在此种情况下,夹层远端假腔可持续存在,并有可能继续进展,导致严重并发症。主动脉夹层的发生、发展与血液动力学因素密切相关,研究主动脉夹层形成后的血液动力学改变,以及腔内修复后主动脉血液动力学、腔内支架移植物与血液动力相互的作用、影响等,对防治主动脉疾病具有重要指导意义。对 Stanford B 型主动脉夹层撕破口附近局部管壁进行血流动力学数值模拟分析,可在早期评估夹层撕破口的危险程度,为临床治疗 B 型夹层方案选择提供理论依据,以期减少“临床经验”的盲目性。

参考文献(References)

- [1] Elefteriades JA. Natural history of thoracic aortic aneurysms: indications for surgery, and surgical versus nonsurgical risks [J]. Ann Thorac Surg, 2002, 74: S1877-1880
- [2] Hagan PG, Nienaber CA, Isselbacher EM, et al. The International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD): New insights into an old disease[J]. JAMA, 2000, 283(7): 897-903
- [3] Raghavan ML, Vorp DA, Federle MP, et al. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm[J]. J Vasc Surg, 2000, 31(4): 760-769
- [4] Li Z, Kleinstreuer C. Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model[J]. Med Eng Phys, 2005, 27(5): 369-382
- [5] Howell BA, Kim T, Cheer A, et al. Computational fluid dynamics within bifurcated abdominal aortic stent-grafts [J]. J Endovasc Ther, 2007, 14(2): 138-143
- [6] Fung GS, Lam SK, Cheng SW, et al. On stent-graft models in thoracic aortic endovascular repair: a computational investigation of the hemodynamic factors[J]. Comput Biol Med, 2008, 38(4): 484-489
- [7] 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
Wang Liang, Lu Qing-sheng, Feng Rui, et al. The preliminary hemodynamic study of DeBakey III aortic dissection with patient-specific geometries [J]. J Intervent Radiol, 2010, 19 (9): 683-687(In Chinese)
- [8] 王亮, 冯睿, 陆清声, 等. 采用 CT 断层扫描图像构建 DeBakey III 型主动脉夹层三维血流动力学数值模拟分析模型 [J]. 介入放射学杂志, 2010, 19(10): 767-771
Wang Liang, Feng Rui, Lu Qing-sheng, et al. The construction of realistic 3D hemodynamic models of DeBakey III aortic dissection by using CT images and its application in computational mimic analysis [J]. J Intervent Radiol, 2010, 19(10): 767-771(In Chinese)

- [9] Pedley TJ. The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels [M]. Cambridge University Press, Cambridge, 1980: 160-234
- [10] Lawford PV, Ventikos Y, Khir AW, et al. Modeling the interaction of hemodynamics and the artery wall: current status and future prospects [J]. Biomedicine & Pharmacotherapy, 2008, 62(8): 530-535
- [11] Shahcheraghi N, Dwyer HA, Cheer AY, et al. Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch [J]. J Biomech Eng, 2002, 124: 378-387
- [12] Li Z, Kleinstreuer. Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model [J]. J Biomech, 2006, 39(12): 2264-2273
- [13] Gao F, Ohta O, Matsuzawa T. Fluid-structure interactions in layered aortic arch aneurysm model: assessing the combined influence of arch aneurysm and wall stiffness [J]. Australian physical & engineering sciences in medicine, 2008, 31(1): 32-41
- [14] Wetzel S, Meckel S, Frydrychowicz A, et al. In vivo assessment and visualization of intracranial arterial hemodynamics with flow-sensitized 4D MR imaging at 3T[J]. AJNR, 2007, 28(3): 433-438
- [15] Karmonik C, Bismuth JX, Davies MG, et al. Computational hemodynamics in the human aorta: A computational fluid dynamics study of three cases with patient-specific geometries and inflow rates [J]. Technol Health Care, 2008, 16(5): 343-354
- [16] Hiratzka LF, Bakriks GL, Beckman JA, et al. Guidelines for the diagnosis and management of patients with thoracic aortic diseases [J]. Circulation, 2010, Mar 16
- [17] Auer J, Berent R, Eber B. Aortic dissection: incidence, natural history and impact of surgery [J]. J Clin Basic Cardiol, 2000, 3(3): 151-154
- [18] Fattori R, Montgomery D, Lovato L, et al. Survival After Endovascular Therapy in Patients With Type B Aortic Dissection: A Report From the International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD)[J]. JACC Cardiovasc Interv, 2013, 6(8): 876-882
- [19] Bavaria JE, Szeto WY. Thoracic endovascular aortic repair for type B dissection: a ubiquitous treatment option?[J]. Circ Cardiovasc Genet, 2013, 6(4): 326-328
- [20] Xiong J, Zhang M, Guo W, et al. Early malperfusion, ischemia reperfusion injury, and respiratory failure in acute complicated type B aortic dissection after thoracic endovascular repair [J]. J Cardiothorac Surg, 2013, 8(1): 17-20

· 重要信息 ·

《分子影像学》第二版已正式出版发行

卜丽红¹ 戴薇薇²

(1 哈尔滨医科大学附属第四医院医学影像科 150001; 2 人民卫生出版社医药教育出版中心第四编辑室)

由哈尔滨医科大学附属第四医院申宝忠教授主编的《分子影像学》第二版(ISBN:978-7-117-13344-9/R·13345)一书已于2010年9月14日由人民卫生出版社出版发行。《分子影像学》是国内第一部分分子影像学大型专著。对于分子影像学的基本概念、基本原理、基本方法和应用概况都有精彩而详细的论述,充分体现了国际分子影像学的最新进展。

《分子影像学》第二版由著名医学影像学家、中国工程院院士刘玉清教授和美国分子影像学专家、美国医学科学院院士 Sanjiv Sam Gambhir 教授亲自作序。编委会包括美国哈佛大学、斯坦福大学等国外知名院校7名专家作为国外编委,国内多家知名大学、研究中心学术带头人13名作为国内编委,还包括国内外共40名专家参与编写。

全书共计130余万字,收录图片378幅,共分基础篇和应用篇。

基础篇共分10章,主要介绍了分子影像学的发展简史,分子成像的相关概念、基本原理、基本技术和设备等,内容较第一版更为精准、完善,覆盖面更加宽泛。着重针对探针合成这一当前分子成像研究的技术瓶颈,纳入了材料学、生物学和化学等相关技术内容。

应用篇共分7章,着重介绍了分子影像学技术的最新进展和应用情况,并详细介绍了分子成像在肿瘤、中枢神经系统和心血管系统疾病诊断中的应用情况,重点阐述了分子成像在监测基因治疗、活体细胞示踪以及新药研发等方面的最新研究进展,并就分子影像学向临床转化所面临的问题进行了深入剖析。

本书内容系统详实,深入浅出,图文并茂,可读性强。可供医学影像学专业、临床专业学生使用,并可为临床各学科研究生、临床医师及其他相关生命科学的研究人员提供参考。

《分子影像学》精装本定价260元,全国各大书店有售。