

文章编号: 1004-7220(2021)05-0751-06

主动脉夹层近心端不同破口形态下的血流动力学分析

薛 昱¹, 韩青松¹, 巩勇智¹, 包桂珍¹, 郭世杰¹, 冯海全¹, 王晓天², 韦 炜²

(1. 内蒙古工业大学 机械工程学院, 呼和浩特 010051; 2. 中国科学技术大学附属第一医院 血管外科, 合肥 230001)

摘要:目的 探索病变后主动脉夹层的血流动力学性能,为胸主动脉夹层(thoracic aortic dissection, TAD)患者治疗提供更加科学的依据。**方法** 基于1例复杂Stanford B型主动脉夹层患者的计算机断层扫描血管造影(computed tomography angiography, CTA)影像数据,建立个性化主动脉夹层近心端不同破口形态(H、O、V型)的夹层模型,结合计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)与形态学分析方法,分析破口截面速度、血流状态、壁面压力以及壁面剪切力(wall shear stress, WSS)分布。**结果** H型破口类型在破裂入口处的流速、最高压强差、WSS占比都表现出较其他两种类型较大的血流动力学参数,H型破口类型夹层破裂风险最大,V型次之,O型最小。**结论** 研究结果为病例进一步数值分析和制定治疗方案提供有效的参考。

关键词: 主动脉夹层; 破口形态; 计算流体动力学; 三维重建

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.014

Hemodynamic Analysis on Proximal End of the Aortic Dissection with Different Rupture Shapes

XUE Yu¹, HAN Qingsong¹, GONG Yongzhi¹, BAO Guizhen¹, GUO Shijie¹, FENG Haiquan¹, WANG Xiaotian², WEI Wei²

(1. School of Mechanical Engineering, Inner Mongolia University of Technology, Hohhot 010051, China; 2. Department of Vascular Surgery, the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230001, China)

Abstract: Objective To explore hemodynamic performance of the aortic dissection after lesions, so as to provide a more scientific basis for patient treatment. **Methods** Based on computed tomography angiography (CTA) image data from a patient with complex Stanford B-type aortic dissection, the personalized aortic dissection models with different rupture shapes (H-type, O-type, and V-type) at proximal end of the aortic dissection were established. Combined with computational fluid dynamics (CFD) and morphological analysis method, distributions of the velocity at rupture section, the blood flow, the wall pressure and the wall shear stress (WSS) were analyzed. **Results** The flow velocity, the highest pressure difference and the WSS proportion at entrance of the H-shaped rupture showed larger hemodynamic parameters than those of the other two types. The risk of dissection rupture for type H was the largest, while type V was in the middle, and type O was the smallest. **Conclusions** This study provides an effective reference for further numerical analysis the cases and formulation of treatment plans.

Key words: aortic dissection; rupture shape; computational fluid dynamics (CFD); three-dimensional (3D) reconstruction

收稿日期: 2020-09-07; 修回日期: 2020-11-24

基金项目: 内蒙古自治区自然科学基金项目(2019MS08176, 2020MS05035), 中央引导地方科技发展计划项目(2020ZY0002)

通信作者: 韩青松, 副教授, E-mail: hqs@imut.edu.cn

Stanford B型主动脉夹层发病率逐年升高,有着很高的死亡率^[1]。由于破口的不同导致内膜撕裂状态不同,从而表现出原有真腔和假腔的不同形态,进而引发临床上的不同症状,如持续胸痛、持续性高血压、截瘫、头颈部缺血、内脏动脉缺血、下肢动脉缺血等症状^[2]。临床研究表明,若能在夹层病发初期进行及时治疗,存活率会增加90%。随着临床影像技术的发展,夹层诊断的准确率越来越高^[3]。但由于夹层初发阶段的特征不明显且缺乏相应的临床标准,病发初期漏判、误判的可能性很大,导致病人错过最佳的治疗时期^[4]。近年来,尤其是对于复杂主动脉夹层的病变而言,借助计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)获得血流动力学参数具体分布的方法被广泛应用于评估主动脉夹层的临床治疗效果,其安全性和有效性已经得到验证,并获得学者和医生的一致认可^[5-7]。

复杂主动脉夹层的破口形态多样,真假腔内血流状态较复杂,通过CFD模拟方法获得临床病例(包括病变夹层几何学形态、血液流动状态和血流动力学在内)的多功能学信息,成为患者个性化诊断和治疗的趋势^[8-9]。陈宇等^[10]利用CFD方法分析复杂主动脉夹层的血流动力学特征。Adel^[11]研究夹层近端破口大小及破口位于主动脉弓的小弯侧和大弯侧,对决定手术方案制定和患者预后的影响。但是有关精准反映个性化复杂主动脉夹层真假腔血管内的血流特性以及破口处形态变化对血流特性的影响,目前还鲜有报道。

本文基于1例个性化主动脉夹层病患计算机断层(computed tomography, CT)扫描图像序列,利用智能分割算法精确提取主动脉区域并进行蒙版编辑,建立具有不同破口截面类型的真实主动脉夹层三维模型,克服传统几何模型单一、不具有实用性的问题^[12-14]。在考虑到复杂主动脉夹层可能存在多个破口以及不同破口截面类型,甚至会有血液回流情况发生的前提下,本文通过CFD方法进行血流动态模拟,探讨不同破口形态对主动脉夹层血流动力学性能的影响。研究结果对临床上亟待寻找主动脉夹层的血流动力学参数,指导夹层初发时期的功能学评估和诊疗,以及提高B型主动脉夹层的治愈率具有重要意义。

1 材料与方法

1.1 数据处理

影像数据来源于1名37岁主动脉夹层男性患者。通过计算机断层扫描血管造影(computed tomography angiography, CTA), CT扫描范围为自颈部始至腹股沟,以获得完整主动脉CT图像资料,另存为DICOM数据格式。扫描参数:层厚1.3 mm,层间距1.25 mm,扫描电压100 kV, X射线管电流250 mA。

1.2 模型重建

在CFD研究中,前期三维模型合理重建对计算结果具有重要意义^[15]。将患者CTA增强影像DICOM标准格式的断层数据导入Mimics 20.0医学图像处理软件中,采用自动化阈值分割,选取亨氏单位(Hounsfield unit, HU)的阈值为226附近,这一阈值范围能够清晰分辨出血管及其周围组织^[16]。通过手动调整、蒙版编辑和区域增长对血管区域进行图像分割,建立三维模型。在三维视角中利用区域增长功能将主动脉周围骨头等组织尽可能剔除,进一步提取所需要的病变主动脉夹层三维重建模型[见图1(a)]。为模拟不同破裂入口形态,需要在2D俯视图中具有相同高度的破裂入口处再次利用区域增长工具,手动分别设置V、O、H型3个夹层模型。然后将三维重建模型在Mimics 20.0中保存为STL格式,并导入Geomagic Studio 12.0逆向工程软件中做进一步光顺性处理、精确曲面、生成NURBS曲面片分布,最后拟合曲面片,以IGES格式导出。降主动脉近端R-I为原发破裂入口位置[见图1(b)]; R-O-1、R-O-2为降主动脉破裂出口位置[见图1(c)]。

1.3 计算方法

采用ANSYS Fluent 15.0模块进行求解分析,根据已有资料设定血液为不可压缩的牛顿流体,定常层流,密度 $\rho = 1\ 060\ \text{kg/m}^3$,运动黏度 $\mu = 3.5\ \text{g/m}\cdot\text{s}$,该条件已被证明适用于血管尺寸较大的情况^[17]。入口条件:血流速度取人体主动脉平均血流速度, $v = 0.8\ \text{m/s}$;流域部分出口条件:设定所有出口的流动已经稳定,出口条件为零牵引力,即相对压力 $p = 0\ \text{Pa}$ ^[18];流域的整体内环境按照血管正常内压设为800 Pa,管壁满足无滑移条件^[19]。选用

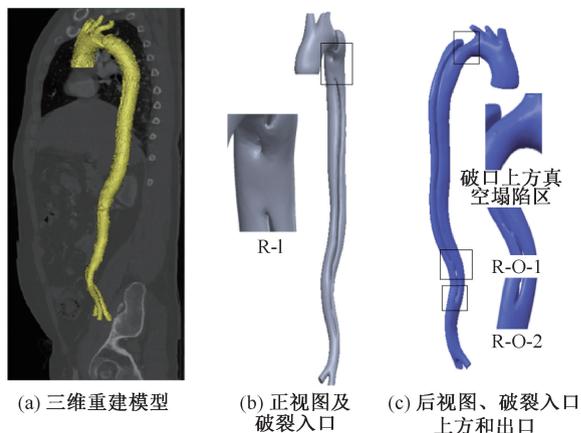


图1 主动脉夹层个性化模型

Fig.1 Personalized model of aortic dissection (a) 3D reconstruction model, (b) Front view of aorta and rupture entrance, (c) Posterior view of aorta and rupture inlet above and exit

SIMPLEC 的压力-速度耦合求解方法,梯度、压力和动量分别选用基于最小二乘单元、标准和二阶迎风格式的离散格式,并且将残差设置为 10^{-4} ,计算前对计算模型入口进行初始化。在胸主动脉中,血液流动应遵守质量守恒的连续性方程和动量守恒的 Navier-Stokes 方程。

质量守恒方程:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

动量守恒方程:

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \text{div}(\rho u \mathbf{U}) = \text{div}(\mu_{\text{grad}u}) - \frac{\partial p}{\partial x} + S_u \quad (2)$$

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \text{div}(\rho v \mathbf{U}) = \text{div}(\mu_{\text{grad}v}) - \frac{\partial p}{\partial y} + S_v \quad (3)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \text{div}(\rho w \mathbf{U}) = \text{div}(\mu_{\text{grad}w}) - \frac{\partial p}{\partial z} + S_w \quad (4)$$

式中: ρ 为密度; p 为压力; t 为时间; \mathbf{U} 为速度矢量; u, v, w 为速度矢量 \mathbf{U} 在 x, y, z 方向的分量; μ 为动力黏度; S_u, S_v, S_w 为动量守恒方程的广义源项。

1.4 网格划分及无关性检验

对已建立的主动脉夹层血管流域模型采用四面体网格划分方法。由于数值模拟结果往往会受网格数量、密度和质量的影响而出现误差,故合适的网格尺寸对计算周期以及结果至关重要。本次网格无关性检验以 O 型破口主动脉夹层为例,网格最大单元尺寸分别选取 0.4、0.5、0.6、0.7、0.8 和 0.9,以血流压力和血流速度为指标,进行数值模拟。当残差降到 10^{-4} 以下时,血流压力和血流速度线趋于平稳,连续性方程收敛,计算结果如表 1 所示。

表1 网格无关性检验

Tab.1 Grid independence test

参数	最大单元尺寸					
	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9
单元数量	5 631 389	3 981 105	2 831 025	1 960 741	1 494 247	1 159 366
血流压力/Pa	3 889	3 899	3 894	3 841	3 782	3 755
血流速度/($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	2.774	2.774	2.774	2.750	2.734	2.726

2 结果

2.1 病变血管形态学分析

将主动脉夹层假腔中已经形成血栓的部位还原为血液,以模拟夹层假腔形成最初的血液流动状态。在降主动脉近端 R-I 原发破裂入口位置分别模拟 H、O、V 型 3 种不同的破口截面。

在主动脉后视图中,破裂入口 R-I 上方存在明显的缩窄现象,这与陈宇等^[10]基于 CFD 的 Stanford B 型主动脉夹层血流动力学分析中提到的夹层形态类似,推测原因是降主动脉假腔压力高于真腔,引

起真腔塌陷。假腔与真腔有着几乎相同的直径,甚至破裂入口处一度出现假腔直径大于真腔的情况,假腔围绕着真腔具有一定的轻微螺旋。在主动脉夹层远端破口包括 1 个较小的继发性破裂出口 R-O-1 以及在左右肾动脉附近由假腔汇入真腔的继发性破裂出口 R-O-2,可见该病例的主动脉夹层形态复杂,存在多个破口,甚至会出现血液反流的情况。

2.2 近心端 R-I 不同破口形态截面血流速度分布

每种破口类型的血流速度分布既有一定的相同之处,也有其既定的分布规律。真腔的血流速度

均明显大于假腔的血流速度,真腔破口处的血流速度均高于真假腔的血流速度。其中,最大血流速度均分布在破裂入口处,在真腔破口处最大血流速度与真腔壁面之间明显有漩涡流出现。最大血流速度随着破口形态的不同而有所变化,H型破口形态真腔的速度分布大于假腔较其他两种情况更加明显,最大血流速度可达1.41 m/s;而O型破口形态由于有两个破口形成一个环状流域,在靠近弓部外侧破裂入口处最大血流速度面积明显大于另一侧,最大血流速度可达1.25 m/s,假腔血流速度靠近血管壁中央位置血流速度大于H型;对于V型破口形态,由于血流对弓部外侧冲击较大,在破裂入口外侧壁面处出现最大血流速度分布区域,最大血流速度可达1.36 m/s,假腔血流速度大的区域明显大于H、O型破口形态(见图2)。H、O、V型破口的破裂入口处最大血流速度依次为H型破口>V型破口>O型破口,本文认为,最大血流速度与破口形态有主要关系。

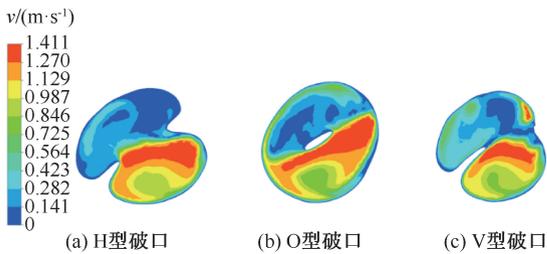


图2 近心端R-I不同破口形态截面血流速度分布

Fig.2 Blood flow velocity distributions at proximal R-I with different types of rupture sections (a) H-shaped rupture, (b) O-shaped rupture, (c) V-shaped rupture

2.3 流场分析

3种破口类型下的出口最大速度略有不同,O型的最大速度最小,约为2.77 m/s,升主动脉、主动脉弓部、真腔破口下方以及假腔破口中部位置处血液流速相对最低。而位于R-I上方局部区域明显变窄的区域速度明显增大,H、O、V型分别为1.42、1.40、1.39 m/s,推测原因是该区域距离破口位置较近,并且受到假腔的压迫,从而导致该处直径急剧变小,由于血流量不变,故血流速度增大。整体而言,真腔内的血流速度大于假腔,在破裂入口以及破裂出口处相对于真腔内部而言速度最大。此外,在破裂入口假腔上部即假腔曲率最小处均出现涡

流,H、O、V型涡流强度依次递增,推测主要是由破口形态不同导致曲率最小处血流速度不同引起,流速小的涡流强度较小(见图3)。

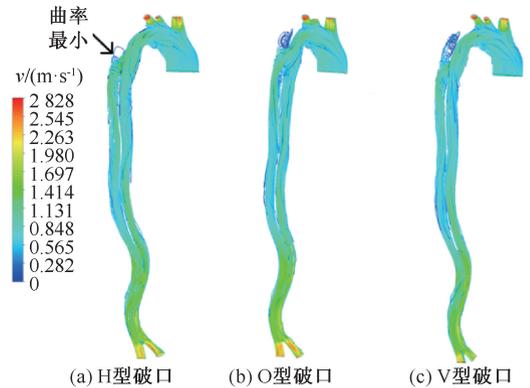


图3 主动脉不同破口类型血流分布

Fig.3 Blood flow distributions of aorta with different rupture shapes (a) H-shaped rupture, (b) O-shaped rupture, (c) V-shaped rupture

由于破裂出口R-O-2末端与真腔融为一体,血流从降主动脉真腔的破裂入口进入到假腔,沿着降主动脉方向假腔流速大,相对真腔的流速较小;反之,假腔流速小,真腔流速较大,这主要与真假腔的直径有关。假腔总体呈现破口处流速较大、中间流速小的特性,3种破口形态的血流状态整体分布上变化不大。

2.4 主动脉夹层壁面压力分布

3种破口形态下在升主动脉和主动脉弓部的外侧弧部分壁面压力均是最大,破裂入口次之,特别是在O型破口外侧面出现局部压力最大区域,3种破口类型在出口处的壁面压力最小。由于主动脉夹层中的压力分布与血液流动状态密切相关,沿着血液流动的方向真假腔壁面压力均呈减小趋势,一定程度上验证了流场中的分析规律。H、O、V型模型最高压差分别为3.00、2.46、2.68 kPa;其中,O型的压差最小,V型次之,H型最大。破口处上方主动脉弓部真空塌陷区域、破裂入口以及破裂出口R-O-2周围出现较高的压降,真腔压降相对假腔比较明显(见图4)。

2.5 主动脉夹层壁面剪切力分布

3种破口类型的主动脉夹层大部分区域表现出低壁面剪切力(wall shear stress, WSS),即 $WSS < 5.5 \text{ Pa}$,但局部也存在高WSS,即 $WSS > 16.6 \text{ Pa}$ 。

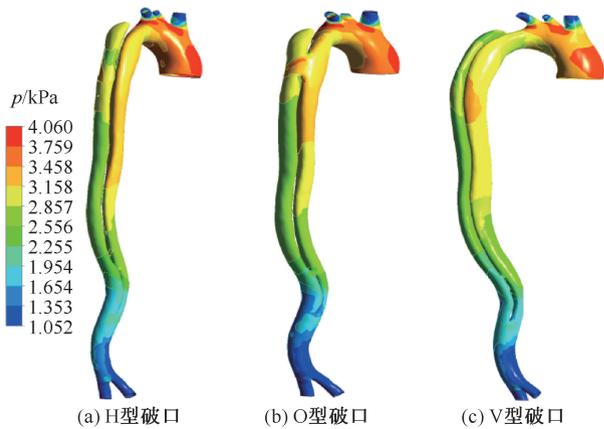


图4 不同破口截面类型主动脉夹层壁面压力分布

Fig.4 Wall pressure distribution of aortic dissection with different types of rupture sections (a) H-shaped rupture, (b) O-shaped rupture, (c) V-shaped rupture

其中,高 WSS 表现在位于 R-I 上方局部区域明显变窄的区域、远端破裂出口 R-O-1 和 R-O-2 处以及假腔的破裂入口 R-I 处,推测原因是这些位置的流速速度较大,导致速度梯度较大,故出现较大的 WSS。其中以 O 型模型假腔低 WSS 区域相对最为明显,V 型次之,H 型相对不太明显。

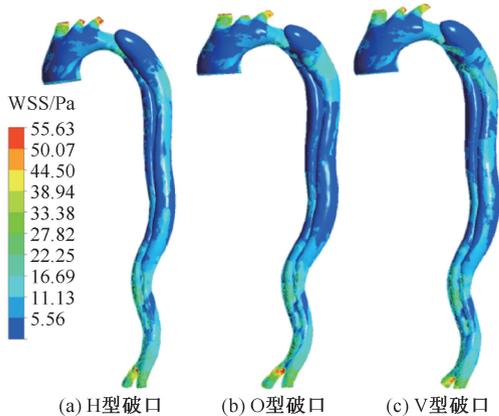


图5 不同破口截面类型主动脉夹层壁面剪切应力分布

Fig.5 WSS distributions of aortic dissection with different types of rupture sections

(a) H-shaped rupture, (b) O-shaped rupture, (c) V-shaped rupture

人体正常生理状态下动脉系统的 WSS 范围为 $1 \sim 7 \text{ Pa}^{[18]}$ 。因此,相对低的 WSS 将会导致血小板激活或血液滞留,被认为是假腔中血流能否形成血栓的一个关键因素。研究表明,主动脉夹层 3 种破

口截面类型的血管模型,低 WSS 占比 V 型最小(仅为 4.4%),O 型次之,H 型最大(也仅占 6.7%),其对血栓形成的影响微乎其微。在未采取有效治疗以前,更多关注焦点在于夹层破裂的风险的评估,而高 WSS 则被认为是导致主动脉血管破裂的原因之一^[20]。分析表明,H 型破口的高 WSS 占比最大,达到 48.1%,故破裂风险最大;而 O、V 型相差并不明显,故破裂风险相对较小(见表 2)。

表 2 不同破口截面类型主动脉夹层壁面剪切应力占比

Tab.2 WSS ratios of aortic dissection with different types of rupture sections

WSS	占比/%		
	H 型	O 型	V 型
低	6.7	5.7	4.4
正常	45.2	50.8	51.0
高	48.1	43.5	44.6

3 讨论

本文基于患者 CT 扫描数据,分别模拟不同破口截面类型的主动脉夹层,获得破口截面血液流速、血流状态、壁面压力和 WSS 等血流动力学参数,有效预估不同破口类型的破裂风险。研究发现,破裂入口处最大血流速度、最高压强差以及高 WSS 占比都呈现出相同的规律,即:H 型破口>V 型破口>O 型破口。就整体而言,真腔内的血流速度大于假腔,在破裂入口以及破裂出口处速度明显增大,这与陈宇等^[10]的结论相吻合。

本文的局限性如下:① 在 Mimics 20.0 软件的 2D 俯视图模块中放大 400 倍,利用区域增长工具手动分别模拟 V、O、H 型 3 种破口模型。尽管 3 种情况分别设置为连续相同的层数和破口宽度,但是在保存为 STL 格式并导入 Geomagic Studio 12.0 逆向工程软件中做进一步光顺性处理、精确曲面、生成 NURBS 曲面片、拟合曲面片时,仍会使破口大尺寸产生一定的误差。② 由于真实主动脉夹层的情况非常复杂,本文在建模过程中进行一定简化处理,例如:忽略降主动脉 R-I 破口附近侧支血管和肌肉等对主动脉约束作用。在将来的工作中,会进一步优化主动脉夹层模型,并考虑侧支血管以及肌肉对主动脉夹层的影响,以期更加真实模拟人体的生理状态。

4 结论

对于复杂多变的主动脉夹层而言,具有不同截面类型破口的夹层,其血流动力学参数有所不同。其中,H型破口主动脉夹层破裂风险更大,V型次之,O型最小。通过本文的逆向建模技术以及CFD模拟可以得到具有时效性的主动脉夹层血流动力学参数,为病例进一步的数值分析和治疗方案的制定提供有效的评估依据。

参考文献:

- [1] 谢晶.主动脉夹层的诊断思路分析[J].中西医结合心血管病电子杂志, 2016, 4(16): 15-17.
- [2] DANIEL JC, HUYNH TT, ZHOU W, *et al.* Acute aortic dissection associated with use of cocaine [J]. J Vasc Surg, 2007, 46(3): 427-433.
- [3] MYERS B. What is the ideal imaging strategy for diagnosing AAA, abdominal aortic dissection and aortic rupture [M]//Gastrointestinal emergencies. Cham: Springer, 2019: 71-76.
- [4] WROBLEWSKI R, GIBBONS R, COSTANTINO T. Point-of-care ultrasound diagnosis of an atypical acute aortic dissection [J]. Clin Prac Case Emerg Med, 2018, 2(4): 300-303.
- [5] CHEN DD, MATTHIAS M, DROSOS K, *et al.* A longitudinal study of type-B aortic dissection and endovascular repair scenarios; Computational analyses [J]. Med Eng Phys, 2013, 35(9): 1321-1330.
- [6] PATRICK MM, MICHAEL RL, MICHAEL CB, *et al.* Accuracy of computational cerebral aneurysm hemodynamics using patient-specific endovascular measurements [J]. Ann Biomed Eng, 2014, 42(3): 503-514.
- [7] CHUANHUI L, WANG SZ, CHEN JL, *et al.* Influence of hemodynamics on recanalization of totally occluded intracranial aneurysms: A patient-specific computational fluid dynamic simulation study [J]. J Neurosurg, 2012, 117(2): 276-283.
- [8] HOI Y, WOODWARD S, KIM M, *et al.* Validation of CFD simulations of cerebral aneurysms with implication of geometric variations [J]. J Biomech Eng, 2006, 128(6): 844-851.
- [9] JOZWIK K, OBIDOWSKI D. Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries [J]. J Biomech, 2010, 43(2): 177-185.
- [10] 陈宇, 魏新, 张颖慈, 等.基于计算流体力学的 Stanford B 型主动脉夹层血流动力学分析[J].医用生物力学, 2018, 33(6): 490-495.
CHEN Y, WEI X, ZHANG YC, *et al.* Hemodynamic analysis of stanford type B aortic dissection based on computational fluid dynamics [J]. J Med Biomech, 2018, 33(6): 490-495.
- [11] ADEL M. Stanford B 型主动脉夹层腔内修复术与近端破口关系的初步研究[D].杭州: 浙江大学, 2018.
- [12] 赵国林.基于人体血管B型主动脉夹层三维建模及血流动力学仿真研究[D].南宁: 广西大学, 2019.
- [13] TAK K, CHIU P, LEE H, *et al.* Investigation of hemodynamics in the development of dissecting aneurysm within patient-specific dissecting aneurysmal aortas using computational fluid dynamics (CFD) simulations [J]. J Biomech, 2011, 44(5): 827-836.
- [14] 张国威, 王文全, 庆开雄, 等.个性化主动脉夹层的血流动力学数值仿真研究[J].中国血管外科杂志(电子版), 2019, 11(1): 37-40.
- [15] LI B, LI XY. The microcirculation load influence based on numerical simulation for two-way fluid-structure coupling of the aorta [J]. J Med Biomech, 2016, 31(5): 426-430.
- [16] 孟庄源, 马韬, 王盛章, 等.覆膜支架治疗主动脉夹层的有限元分析[J].医用生物力学, 2018, 33(4): 326-331.
MENG ZY, MA T, WANG SZ, *et al.* Finite element analysis of aortic dissection treated with stent graft [J]. J Med Biomech, 2018, 33(4): 326-331.
- [17] 张站柱, 乔爱科, 付文字.不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的血流动力学数值模拟[J].医用生物力学, 2013, 28(2): 148-153.
ZHANG ZZ, QIAN AK, FU WY. Hemodynamic simulation of vertebral artery stenosis treated by stents with different links [J]. J Med Biomech, 2013, 28(2): 148-153.
- [18] 吴瑕, 徐克, 陈冉, 等. 主动脉及分支血管支架植入后血流动力学分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26(6): 1250-1254.
- [19] 冯海全, 王淑彪, 王永刚, 等. 不同释放尺度下新型镍钛合金髂静脉支架力学性能和动物实验研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2019, 36(6): 1024-1031.
- [20] GEORGAKARAKOS E, IOANNOU C, KOSTAST, *et al.* Inflammatory response to aortic aneurysm intraluminal thrombus may cause increased 18F-FDG uptake at sites not associated with high wall stress: Comment on “high levels of 18F-FDG uptake in aortic aneurysm wall are associated with high wall stress” [J]. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2010, 39(6): 795-798.