

Stanford A 型主动脉夹层的个体化血流数值模拟

于振坤^{1,2)}, 刘康¹⁾, 林华³⁾, 王蓓蓓⁴⁾, 张洪明⁵⁾, 夏健明¹⁾

(1) 云南省阜外心血管病医院/昆明医科大学附属心血管病医院心外科, 云南昆明 650102;
2) 昆明市延安医院心外科, 云南昆明 650051; 3) 昆明医科大学生物医学工程研究院,
云南昆明 650500; 4) 第二军医大学长海医院心血管外科, 上海 200082;
5) 昆明理工大学工程力学系, 云南昆明 650500)

[摘要] **目的** 研究 Stanford A 型主动脉夹层的血流动力学变化。**方法** 收集 4 名 Stanford A 型主动脉夹层患者和 2 名健康志愿者的主动脉计算机断层扫描血管造影(computed tomography angiography, CTA)图像, 建立主动脉三维模型并进行网格划分, 使用流体仿真软件对模型进行数值模拟。**结果** 健康志愿者主动脉内血流近似层流。夹层真腔的血流近似层流, 位于破口附近的真腔和被假腔压迫的真腔会在局部形成湍流。真腔的壁面压力高于假腔。心脏收缩期, 假腔的壁面压力峰值位于夹层第一个破口处, 被假腔压迫的真腔和假腔破口处出现较高的壁面剪切力且破口处出现了应力集中。相比于单一破口的夹层, 有 2 个破口的夹层其破口周围的壁面剪切力更低。**结论** 个体化计算流体力学分析可以为主动脉夹层的个性化诊疗提供参考。

[关键词] 计算流体力学; 血流动力学; 数值模拟; 主动脉夹层

[中图分类号] R654.2 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 2095-610X(2024)06-0100-06

Individualized Numerical Simulation of Blood Flow in Stanford Type A Aortic Dissection

YU Zhenkun^{1,2)}, LIU Kang¹⁾, LIN Hua³⁾, WANG Beibei⁴⁾, ZHANG Hongming⁵⁾, XIA Jianming¹⁾

(1) *Dept. of Cardiovascular Surgery, Fuwai Yunnan Cardiovascular Hospital, Kunming Yunnan 650102;* 2) *Dept. of Cardiovascular Surgery, Yan'an Hospital of Kunming City, Kunming Yunnan 650051;* 3) *Biomedical Engineering Research Institute of Kunming Medical University, Kunming Yunnan 650500;* 4) *Dept. of Cardiovascular Surgery, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200082;* 5) *Kunming University of Science and Technology, Kunming Yunnan 650500, China)*

[Abstract] **Objective** To investigate the hemodynamic changes after the occurrence of Stanford type A aortic dissection. **Methods** Computed tomography angiography(CTA) images of the aorta were collected from 4 Stanford A type aortic dissection patients and 2 healthy volunteers, and the three-dimensional models of the aorta were established and meshed. The above models were numerically simulated by fluid simulation software. **Results** The blood flow in the aorta of healthy volunteers was approximately laminar. The blood flow field in the true lumen was approximately laminar. Turbulence not only occurred near the intimal tear of the true lumen, but also near the area where the false lumen compressed the true lumen. The wall pressure of the true lumen was higher than that of the

[收稿日期] 2024-02-24

[基金项目] 云南省科技厅-昆明医科大学应用基础研究联合专项基金资助项目(202001AY070001-282); 心血管疾病国家重点实验室开放课题(2019kfyf-01); 云南省临床医学中心项目(2020YFKT-12); 国家重点研发计划(no.022YFC2503400), 云南省心血管病临床研究中心(202302AA310045); 云南省教育厅科学研究基金资助项目(2021J0227)

[作者简介] 于振坤(1992~), 男, 山东淄博人, 医学硕士, 主治医师, 主要从心血管疾病研究工作。

[通信作者] 夏健明, E-mail: xiajianming@kmmu.edu.cn

false lumen. During the systolic phase, the peak wall pressure of the false lumen was located at the primary entry tear of the dissection, the high wall shear stress appeared around the true lumen compressed by false lumen and the tear of false lumen. Moreover, stress concentration occurred at the intimal tear. Compared to aortic dissection with a single tear, aortic dissection with two tears exhibited lower wall shear stress around the intimal tear. **Conclusion** Individualized computational fluid dynamics analysis can provide reference for personalized diagnosis and treatment of aortic dissection.

[**Key words**] Computational fluid dynamics; Hemodynamics; Numerical simulation; Aortic dissection

Stanford A型主动脉夹层(stanford type A aortic dissection, AAD)是危及生命的心血管疾病, 主动脉壁病变是始动因素, 高速血流的冲击是续动因素, 其主要的病理生理特点为血液通过血管壁内膜破口进入主动脉中膜, 主动脉的内膜与外膜逐渐分离, 形成真腔和假腔双通道供血。血流动力学变化对主动脉夹层(aortic dissection, AD)的发生发展有重要作用。Takahashi等^[1]研究发现AD假腔中有高流量湍流发生晚期并发症的风险更高。Marlevi等^[2]基于血流动力学参数的危险分层具有潜在的临床价值。壁面剪切力、真腔与假腔内压力、真腔与假腔的压差都是主动脉不稳定的潜在危险因素^[3]。随着计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)的飞速发展, 数值模拟可以获取主动脉任意心动周期的血流动力学参数。流体动力学参数可以预测B型AD假腔的生长情况^[4], 而AAD的流体动力学表现更加复杂且相关研究尚少, 本文从CFD角度分析AAD的病理生理变化, 为临床诊治提供参考。

1 资料与方法

1.1 临床资料

本研究经云南省阜外心血管病医院伦理委员会批准(2023-039-01)且签署知情同意书。4例AAD患者为组1(AD1、AD2、AD3、AD4), 2例经CT证实主动脉正常的健康志愿者为组2(Control 1、Control 2), 6个案例的基线资料如

表1所示。所有案例都接受了全主动脉计算机断层扫描血管造影(computed tomography angiography, CTA)。

1.2 研究方法

1.2.1 重建3D模型 将CTA数据导入Mimics, 创建主动脉Mask并进行三维重建。建模范围起始于颈总动脉分叉水平终止于腹腔干水平。

1.2.2 网格划分 将修改后的模型导入ICEM CFD, 入口为主动脉窦管交界, 出口为弓上三支和降主动脉。设置主动脉壁为模型壁面。选用混合网格类型, 四面体网格是中心区域的主要网格类型, 边界层选用3层棱柱层网格。最大全局网格尺寸设置为2 mm, 最小网格尺寸设置为0.5 mm。

1.2.3 边界条件 入口边界条件设置为速度并由频谱多普勒获取, 见图1A。出口边界条件设置为压力并由外周动脉有创血压监测获得, 见图1B。动脉壁为刚性无滑移。血液假设为不可压缩的牛顿流体, 血液密度为 $1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 粘度系数为 $0.0035 \text{ kg/(m}\cdot\text{s)}$ 。

1.2.4 计算求解 采用CFX进行数值计算。湍流模型选用k- ϵ 模型。

连续方程和Navier-Stokes方程被应用于这次数值模拟。对上述控制方程进行大规模迭代, 使得计算收敛, 获得10个心动周期的数据。选取第10个迭代周期的5个关键时刻(T1最大加速度点; T2最大速度点; T3最大减速度点; T4心脏舒张期流速均匀点; T5最小速度点), 见图1A,

表1 6个案例的基线资料

Tab. 1 Baseline data for 6 cases

案例	性别	年龄(岁)	病程(h)	基础疾病	第一破口位置	第二破口位置	破口数量
AD1	男	58	18	高血压	主动脉弓	N/A	1
AD2	男	53	33	高血压	主动脉弓	N/A	1
AD3	男	30	10	高血压	升主动脉	主动脉弓	2
AD4	女	60	23	高血压	升主动脉	降主动脉	2
Control 1	男	40	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Control 2	女	67	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

AD: 主动脉夹层患者; Control: 经CT证实主动脉正常的健康志愿者; N/A: 不适用。

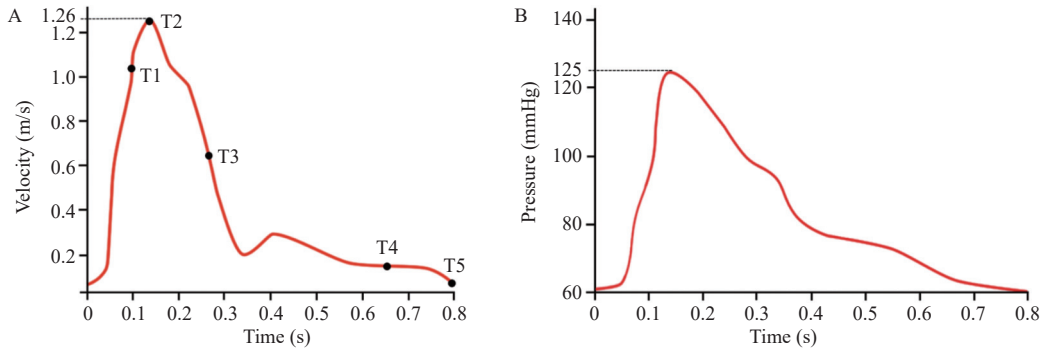


图 1 入口边界条件和出口边界条件

Fig. 1 The inlet boundary condition and the outlet boundary condition

A: 入口速度波形及心动周期中 5 个关键时间点(T1、T2、T3、T4、T5); B: 出口压力波形。

对主动脉内的血流动力学参数进行时间和空间上的分析, 以找到血流动力学参数变化的规律。

2 结果

2.1 壁面压力

从组 1 和组 2 中分别选取 AD2 和 Control 1 的壁面压力云图进行展示, 见图 2。T1、T2 时刻壁面压力随着入口流速增大而大幅度升高, T3~T5 时刻壁面压力值持续下降。对于组 1, T1 时刻壁面压力值从近心端到远心端逐渐减小, 表现为顺行压力梯度, T5 时刻则表现为逆行压力梯度。T1~T4 时刻假腔的壁面压力峰值始终位于夹层破

口对面的假腔外膜, 见图 2 “↖” 所示, T5 时刻壁面压力峰值位于降主动脉假腔。对于组 2, T1、T2 时刻的壁面压力在主动脉窦、升主动脉及主动脉弓依次形成压力峰值, T3~T5 时刻壁面压力峰值分布于主动脉弓上分支区域以及降主动脉。

2.2 壁面剪切力

从组 1 和组 2 中分别选取 AD1 和 Control 1 的壁面剪切力云图进行展示, 见图 3。组 1 高值壁面剪切力主要位于主动脉弓上三支、假腔破口处和被假腔压迫的真腔区域。T1~T5 时刻, 假腔的壁面剪切力峰值始终位于破口对面的假腔外膜, 见图 3 “↖” 所示。组 1 的壁面剪切力峰值分别为: AD1 (349.945 Pa)、AD2 (340.963 Pa)、

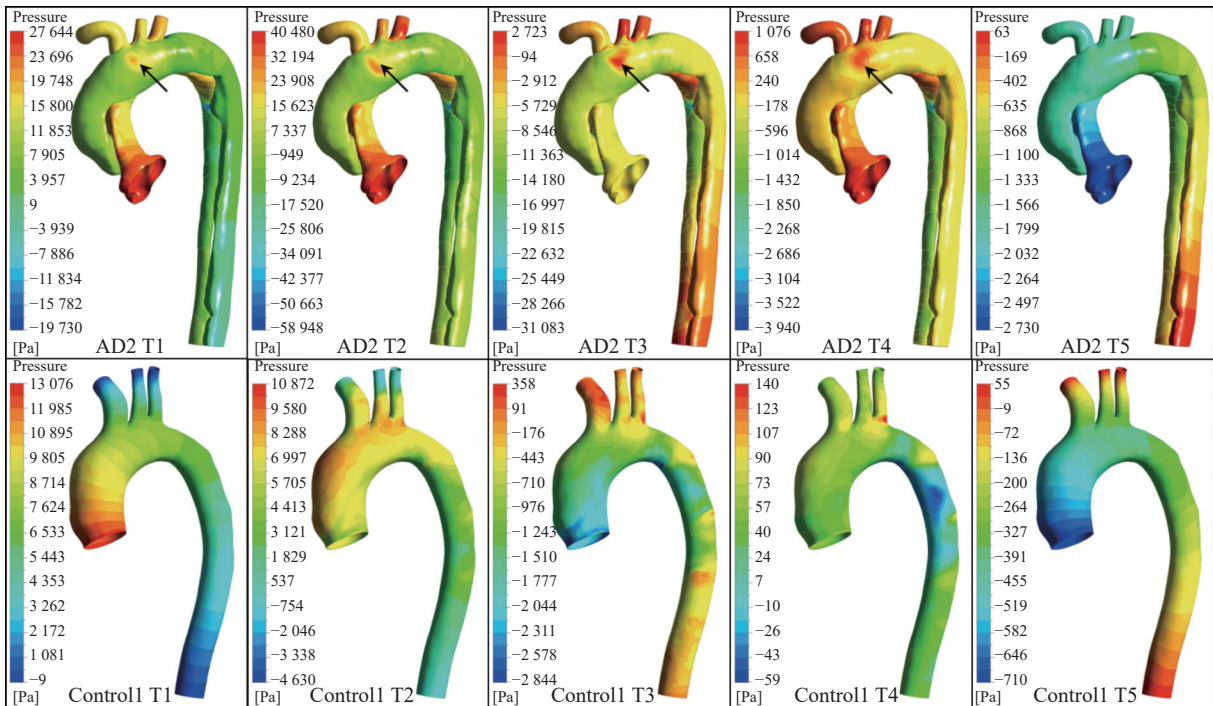


图 2 AD2 和 Control 1 壁面压力云图

Fig. 2 Cloud chart of wall pressure for AD2 and Control 1

“↖” 所示 T1~T4 时刻假腔的壁面压力峰值位于破口对面的假腔外膜。

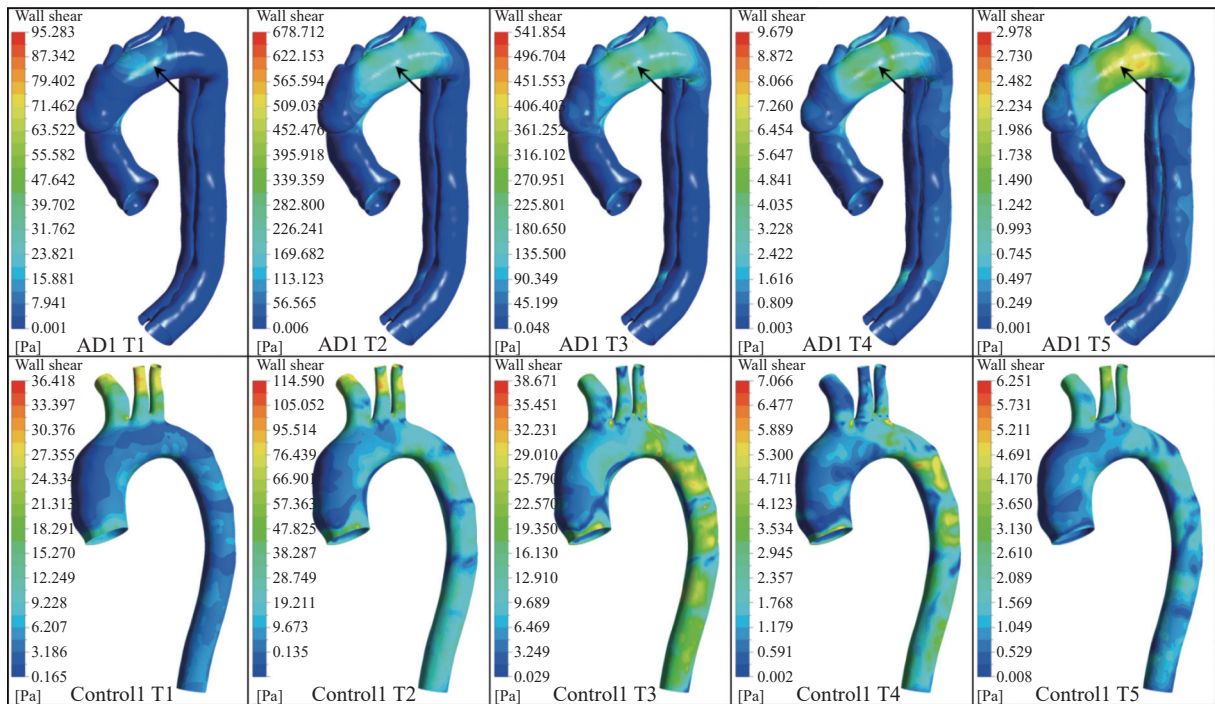


图 3 AD1 和 Control 1 壁面剪切力云图

Fig. 3 Cloud chart of wall shear stress for AD1 and Control 1

“↖”所示假腔的壁面剪切力峰值位于破口对面的假腔外膜。

AD3(76.016 Pa)、AD4(81.271 Pa)。对于组 2, T1、T2 时刻壁面剪切力峰值位于主动脉弓上三分支区域。T3 ~ T5 时刻壁面剪切力峰值位于降主动脉。心脏进入舒张期, 壁面剪切力峰值逐渐减小。

2.3 血流流线

从组 1 和组 2 中分别选取 AD2 和 Control 2 的流线图进行展示, 见图 4。组 1 T1 ~ T5 时刻真腔的血流近似层流, 假腔破口处和被假腔压迫的真腔区域形成湍流。假腔破口区域在 T1 时刻形成湍流并出现旋涡, 部分旋涡在降主动脉内演化成螺旋状流线。在 T5 时刻, 随着入口速度的降低, 假腔内出现极其紊乱的湍流。在各个关键时刻, 主动脉弓上分支以及被假腔压迫的真腔区域流速较高。真腔的流速普遍高于假腔, 而位于夹层破口附近区域的流速, 假腔较真腔高。组 2 T1、T2 时刻血流流速大幅度上升并在 T2 时刻达峰, T3 ~ T5 时刻血流流速逐渐下降, T1 ~ T3 时刻血流近似为层流, 流线分布平顺且规则。T4、T5 时刻位于主动脉弓及降主动脉的起始部出现湍流。

3 讨论

3.1 个体化 CFD 分析的意义

AAD 是致死性的心血管疾病, 主要根据夹层破口位置和累及的范围来决定治疗方案^[5], 可是

AAD 病理生理过程非常复杂并且具有个性化的特点, AAD 血流动力学变化以及疾病的演变不仅与主动脉直径和几何形态相关, 还与夹层破口的位置、个数、夹层累及的范围、血管自身条件以及初始假腔尺寸相关^[6]。既往研究表明, 个体化的 CFD 模型能提供详细的流体动力学参数, 更好的帮助临床医生做出诊疗决策^[7]。

3.2 壁面压力

笔者发现 AD 真腔的压力和流速普遍高于假腔, 这与 Mona Alimohammadi 等^[8]的结论是一致的, 而破口对面的假腔外膜上出现了壁面压力的应力集中, 见图 2, 更容易引起主动脉破裂。

3.3 壁面剪切力

Williams 等^[9]认为主动脉弓的形态和流体动力学参数的变化是 AAD 发生的机械因素。机械应力升高是导致夹层发生的重要因素, 特别是局部高壁面剪切力可以引发内膜撕裂和剥离^[10]。笔者发现弓部三分支、被假腔压迫的真腔区域和假腔破口处出现了较高的壁面剪切力且破口处出现了应力集中, 因此夹层很容易从弓部三大分支、被假腔压迫的真腔区域和破口向远心端撕裂。

3.4 血流流场

本研究表明: 心脏收缩期, 组 1 的真腔和组 2 的主动脉内血流近似层流, 但是主动脉弯曲处和动脉分叉处流体动力学参数变化较大。夹层发

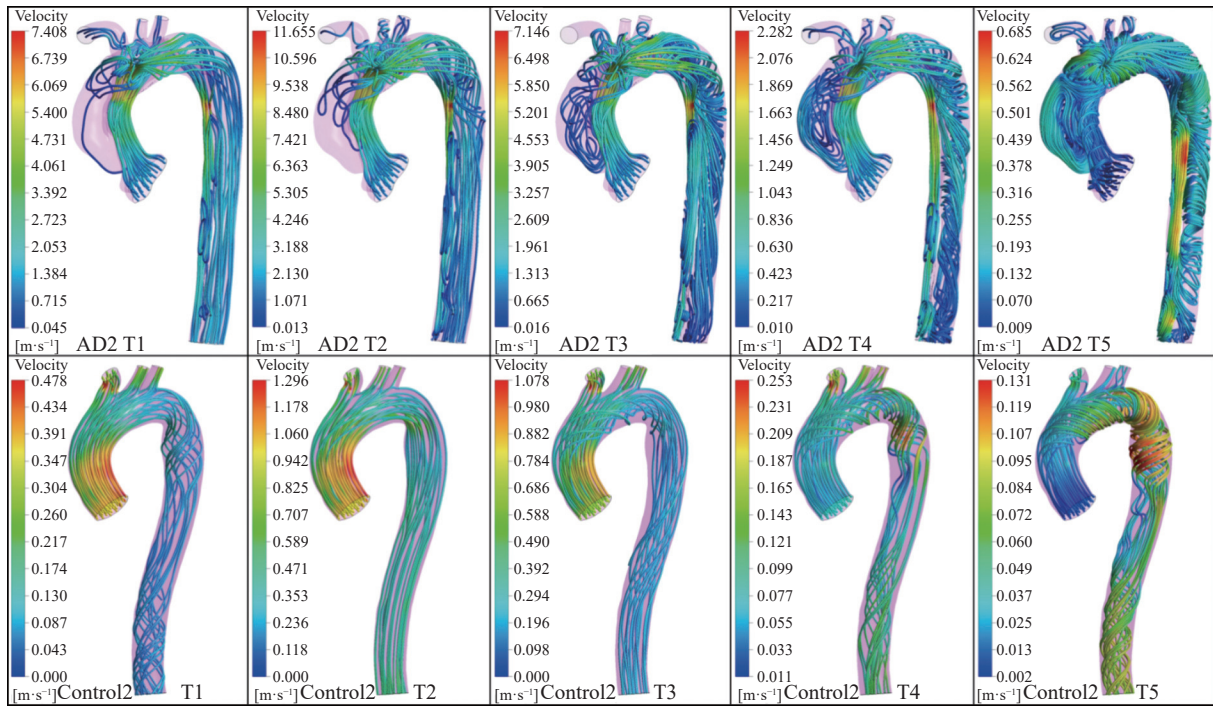


图 4 AD2 和 Control 2 的血流流线图

Fig. 4 Streamlines of blood flow for AD2 and Control 2

生后假腔内血流在 T1 ~ T5 时刻均可见湍流并出现旋涡。湍流容易导致血栓形成^[11], 因此 AD 的假腔是血栓的好发部位, 而 AD 假腔内部分血栓形成可能会堵塞夹层出口导致假腔压力升高发生夹层破裂^[12]。

3.5 本研究的创新性与局限性

夹层患者高值壁面应力主要分布于主动脉弓上三分支、假腔破口处和被假腔压迫的真腔区域, 这与近年来其他学者的研究结果是一致的^[13-14], 但是笔者的研究更细致地分析了破口引起的流体动力学变化。王仕奇等^[14]认为随着夹层的发展血管壁再次撕裂的风险降低, 但血管壁破裂的风险增加, 但夹层继续进展究竟会不会产生保护作用尚不明确。笔者认为夹层破裂的风险还要考虑到破口数量。相比于存在 2 个破口的 AD(AD3、AD4), 单一破口的 AD(AD1、AD2)其破口周围的壁面剪切力值更高, 而壁面剪切力值异常与血栓形成、血管壁退行性病变、血管扩大和动脉损伤相关^[3]。多数研究认为多个破口对夹层具有保护作用^[12]。笔者的研究发现 2 个破口会使破口周围的壁面剪切力降低, 这可能是 2 个破口对夹层患者有保护作用的原因之一。

夹层患者的数值模拟结果有共性也有个性, 本研究更侧重于验证个体化的血流数值模拟可以为临床提供丰富而个性化的血流动力学信息。同时受限于高昂的计算成本, 本研究的样本量较少,

未来还需要纳入更多样本以验证笔者的结果。受限于过长的计算时间, 笔者采用了刚性血管壁假设。乔永辉等^[15]的研究结果表明, 就壁面剪切力而言, 刚性壁面模型低于流固耦合模型, 流固耦合模型相对于刚性壁面模型的平均百分比差异分为 5.30%(收缩期)和 16.29%(舒张期), 但是两者的分布趋势相似。也有研究表明, 与体内测量结果相比刚性壁面的 CFD 模拟能够准确地定性和定量预测流量^[16-17]。随着高性能计算机运算速度的提升, 未来的研究使用流固耦合模型将会获得更加准确的结果。

主动脉的几何形态发生变化是一个漫长且复杂的病理生理过程, 而主动脉夹层的发生是一瞬间形成的, 笔者使用数值模拟的方法对比了 AAD 与正常志愿者的血流动力学参数, 主动脉的壁面压力、壁面剪切力、血流流线在心动周期中不同阶段与 AD 的发生都有相关性, 个体化血流数值模拟可以从时间和空间上为临床医师提供全面的血流动力学信息, 为疾病的诊治提供参考。

[参考文献]

- [1] Takahashi K, Sekine T, Miyagi Y, et al. Four-dimensional flow analysis reveals mechanism and impact of turbulent flow in the dissected aorta[J]. *Eur J Cardiothorac Surg*,

- 2021, 60(5): 1064–1072.
- [2] Marlevi D, Ruijsink B, Balmus M, et al. Estimation of cardiovascular relative pressure using virtual work-energy[J]. *Sci Rep*, 2019, 9(1): 1375.
- [3] Zhu Y, Xu X Y, Rosendahl U, et al. Advanced risk prediction for aortic dissection patients using imaging-based computational flow analysis[J]. *Clin Radiol*, 2023, 78(3): e155–e165.
- [4] Osswald A, Karmonik C, Anderson J R, et al. Elevated wall shear stress in aortic type B dissection may relate to retrograde aortic type A dissection: A computational fluid dynamics pilot study[J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2017, 54(3): 324–330.
- [5] Zhu Y, Lingala B, Baiocchi M, et al. Type A aortic Dissection—experience over 5 decades: JACC historical breakthroughs in perspective[J]. *J Am Coll Cardiol*, 2020, 76(14): 1703–1713.
- [6] 韩涵, 郭宝磊, 孙翠茹, 等. 主动脉夹层裂纹面内扩展的数值模拟 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(3): 479–486.
- [7] Madhavan S, Kemmerling E M C. The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow[J]. *Biomed Eng Online*, 2018, 17(1): 66.
- [8] Alimohammadi M, Agu O, Balabani S, et al. Development of a patient-specific simulation tool to analyse aortic dissections: assessment of mixed patient-specific flow and pressure boundary conditions[J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(3): 275–284.
- [9] Williams J G, Marlevi D, Bruse J L, et al. Aortic dissection is determined by specific shape and hemodynamic interactions[J]. *Ann Biomed Eng*, 2022, 50(12): 1771–1786.
- [10] Chi Q, He Y, Luan Y, et al. Numerical analysis of wall shear stress in ascending aorta before tearing in type A aortic dissection[J]. *Comput Biol Med*, 2017, 89(10): 236–247.
- [11] Sun W, Zheng J, Gao Y. Targeting platelet activation in abdominal aortic aneurysm: Current knowledge and perspectives[J]. *Biomolecules*, 2022, 12(2): 206.
- [12] Spinelli D, Benedetto F, Donato R, et al. Current evidence in predictors of aortic growth and events in acute type B aortic dissection[J]. *J Vasc Surg*, 2018, 68(6): 1925–1935. e8.
- [13] 柏亚明. Stanford A型主动脉夹层数值模拟研究的初步探讨 [D]. 昆明: 昆明医科大学, 2022.
- [14] 王仕奇, 王凌云, 林志鸿, 等. 基于计算流体力学的个性化 Stanford B型主动脉夹层血流动力学研究 [J/OL]. *中国胸心血管外科临床杂志*, 2024, 31(4): 594–599.
- [15] Qiao Y, Zeng Y, Ding Y, et al. Numerical simulation of two-phase non-Newtonian blood flow with fluid-structure interaction in aortic dissection[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019, 22(6): 620–630.
- [16] Armour C H, Guo B, Saitta S, et al. Evaluation and verification of patient-specific modelling of type B aortic dissection[J]. *Comput Biol Med*, 2022, 140(1): 105053.
- [17] Pirola S, Guo B, Menichini C, et al. 4-D Flow MRI-based computational analysis of blood flow in patient-specific aortic dissection[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2019, 66(12): 3411–3419.