

文章编号: 1004-7220(2024)04-0685-06

双叶机械瓣膜不同植入角度对主动脉血流动力学的影响

刘晶鑫^{1,2}, 邓小燕¹, 敖海勇², 张全超²

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100083;

2. 华东交通大学 材料科学与工程学院, 南昌 330013)

摘要: **目的** 研究双叶机械瓣膜 (bileaflet mechanical heart valve, BMHV) 不同植入角度对升主动脉旋动流的影响。**方法** 基于1位健康志愿者主动脉CT图像, 采用计算机数值模拟方法, 在定常流条件下, 比较研究4种不同瓣膜植入角度(0°、45°、90°和135°)对主动脉旋动流的影响。**结果** BMHV植入会严重干扰主动脉内的旋动流, 影响升主动脉处的旋动流结构和旋动流强度分布, 在瓣膜下游出现扰流区。135°植入角度对旋动流的破坏最大, 产生逆向旋动区域最多; 0°和45°角植入对旋动流破坏相对较小。植入角为0°时主动脉低壁面剪切应力(<0.5 Pa)所覆盖面积最小。**结论** 植入角度为0°~45°时, BMHV对升主动脉内旋动流破坏相对较小。因此, 对不同患者而言, 应根据其主动脉(包括主动脉窦)的空间几何构型进行个性化选择, 植入角度可在0°~45°之间确定。

关键词: 旋动流; 机械心脏瓣膜; 主动脉; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.017

Effects of Different Implantation Angles of Bi-Leaflet Mechanical Heart Valve on Hemodynamics in the Aorta

LIU Jingxing^{1,2}, DENG Xiaoyan¹, AO Haiyong², ZHANG Quanchao²

(1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology, Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. School of Materials Science and Engineering, Huadong Jiaotong University, Nanchang 330013, China)

Abstract: **Objective** To study the effects of different implantation angles of bi-leaflet mechanical heart valve (BMHV) on swirling flow in the aorta. **Methods** Based on the aortic CT images of a healthy volunteer, the effects of 4 different valve implantation angles (0°, 45°, 90° and 135°) on the aortic swirling flow under constant flow conditions were studied by computational simulation. **Results** The implantation of BMHV could seriously interfere with the aortic swirling flow, affecting the structure and helicity distributions of the swirling flow in ascending aorta, thus resulting in disturbed blood flows distal to the valve. The 135° implantation angle caused the most disruption to the swirling flow, leading to the largest areas of reversed swirling flows, while the 0° and 45° implantation angles caused relatively smaller damage to the swirling flow. The areas with low wall shear stress (<0.5 Pa) were the smallest when the implantation angle of BMHV was 0°. **Conclusions** At the implantation angle of 0°–45°, the disruption of BMHV to the swirling flow in ascending aorta was relatively small. Therefore, for different patients, the selection of implantation angle should be individualized according to the spatial geometry of their aorta (including the aortic sinuses), and the implantation angle can be determined between 0°–45°.

Key words: swirling flow; mechanical heart valve; aorta; hemodynamics

收稿日期: 2024-03-26; 修回日期: 2024-04-02

基金项目: 国家自然科学基金项目(32071311)

通信作者: 邓小燕, 教授, E-mail: dengxy1953@buaa.edu.cn

血流动力学研究发现,升主动脉处的血流呈单涡旋流态^[1-2]。主动脉的旋动流态源自心脏泵血的运动形式和主动脉的空间三维螺旋结构。近年来,人们对血流的这种旋动现象产生了越来越多的兴趣。非常有趣的是,血流的旋动现象不仅存在于主动脉,在动脉系统其他部位(如腿部大动脉和冠状动脉)也存在^[3-9]。Frazin等^[10]研究认为,由于动脉分叉空间构型的特性,人体动脉血管中的血流形态大多呈旋动流态,这种流态也许有利于器官的灌注。研究还表明,动脉系统中的旋动流态具有抑制有害脂质(如低密度脂蛋白等)在血管内表面的沉积、有利动脉血管管腔内氧气输运、抑制血小板黏附的生理功能^[11-19]。

目前,临床广泛使用的 St. Jude 双叶机械瓣(bileaflet mechanical heart valve, BMHV)有一个非常大的缺陷,即对中心轴而言,它是非轴对称的。流体力学基本原理提示,这种非轴对称的双叶机械瓣植入后,一定会破坏主动脉中的旋动流态,由此带

来如下后果:①可能会导致升主动脉内湍流的发生(旋动流有稳定流动、抑制湍流特性),由此产生的湍流高剪切应力会激活血小板引起血栓;②影响主动脉内物质的输运,对主动脉血管不利;③流态的改变也许还会导致主动脉管壁组织发生重构,使其产生病变。因此,寻求个性化的双叶机械瓣膜植入角度方案,最大限度地降低其对主动脉旋动流的破坏,也许是解决这一问题的有效途径。

本文采用计算机数值模拟方法,在定常流条件下,比较研究不同瓣膜植入角度(0°、45°、90°和135°)对主动脉旋动流的影响,为临床手术方案提供参考。

1 方法

1.1 模型建立

主动脉的生理结构对主动脉内血流流态具有显著性影响。为了更真实还原主动脉三维空间构型,基于1位健康志愿者的CT图像,重建包括主动脉窦的主动脉三维数值模型(见图1)。

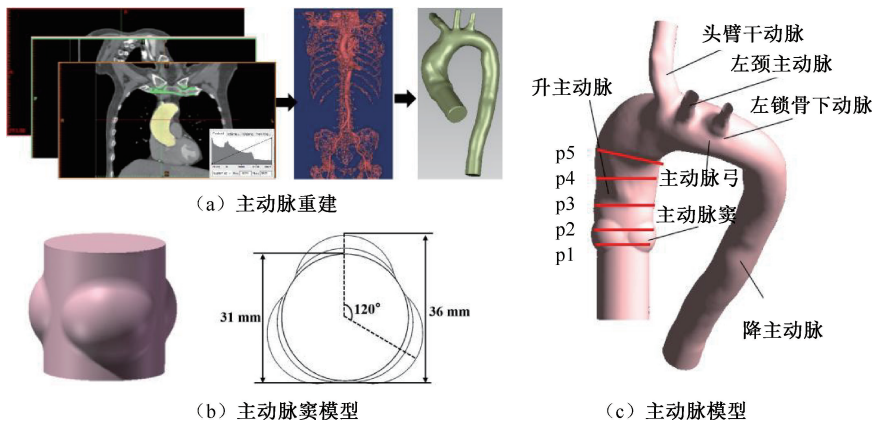


图1 基于健康志愿者医学影像的主动脉模型

Fig. 1 Aortic model based on medical images of a healthy volunteer (a) Aortic reconstruction, (b) Aortic sinus model, (c) Aortic model

注:主动脉窦为理想化模型。

本文采用的 BMHV 几何构形是基于 29 mm 的 S-Jude 瓣膜系列,通过 SolidWorks 2016(SolidWorks 公司,美国)建立[见图 2(a)]。BMHV 瓣叶最大开角为 85°,瓣叶厚度为 1 mm,高度为 15.5 mm[见图 2(b)]。本文主要考虑瓣叶结构对主动脉旋动流的影响,故简化了瓣膜的铰链部分。

1.2 边界条件

由于在定常流条件下比较研究瓣膜 4 种不同

植入角度对主动脉旋动流的影响,本文只模拟计算了瓣膜完全打开时的主动脉流场。此时,主动脉的血流量及旋动流强度均处于峰值^[20],BMHV 对旋动流的影响也最大。为了模拟心脏泵血时产生的旋动流,将轴向速度和切向速度相互耦合作为瓣膜的入口边界条件。主动脉血流量为 $4.5 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$ ^[21],基于 Bruecker 等^[22]的数据,设置入口的轴向和切向速度分别为 0.7、0.4 m/s。数值模拟的出口边界条件设

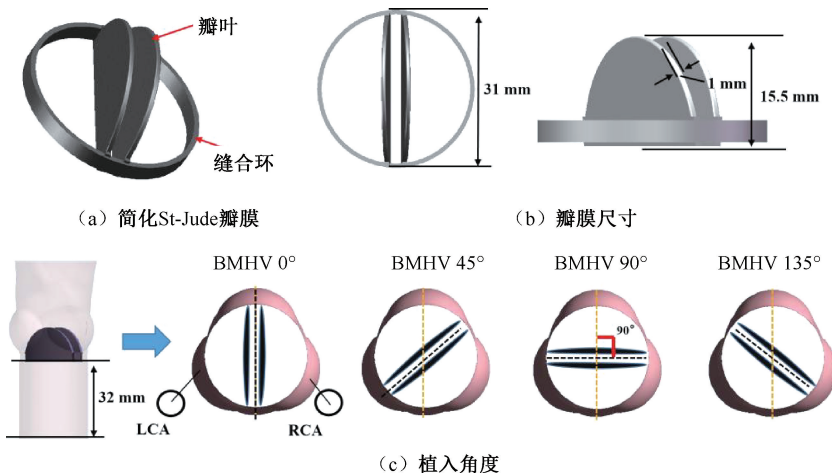


图2 BMHV 简化模型及植入角度

Fig.2 Simplified BMHV model and implantation angle (a) Simplified St-Jude valve, (b) Valve dimension, (c) Implantation angles

注:LCA、RCA 分别为左主干、右冠状动脉。

置为压力出口 0 Pa ^[23]。主动脉壁和人工瓣膜表面为无滑移边界条件^[24]。

1.3 控制方程

数值模拟方法采用 Navier-Stokes 方程(1)和质量守恒方程(2)作为计算主动脉血流的控制方程:

$$\rho \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} + \nabla p - \mu \nabla^2 \mathbf{v} = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (2)$$

式中: \mathbf{v} 为血流速度矢量; p 为压力; ρ 为血液密度, $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$; μ 为血液黏度, $\mu = 4 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ ^[25]。

1.4 计算求解的血流动力学参数

采用 ANSYS Fluent 14.5 (ANSYS 公司, 美国) 对主动脉流场进行求解。

(1) 旋动度(H), 表征流体域内旋动结构的强度以及旋动的方向, 计算公式为:

$$\mathbf{H} = \int_D \mathbf{v} \cdot \nabla \times \mathbf{v} dV \quad (3)$$

式中: \mathbf{v} 为血流速度矢量; D 为三维欧几里得空间的区域。

(2) 壁面剪切应力(WSS)。血流动力学上的 WSS 是指血液流动过程中, 由于黏度的存在, 血流作用在血管内表面以及内皮细胞表面上的单位面积上的摩擦力, 是血管内血栓形成、动脉粥样斑块发生的关键危险因素。

2 结果分析与讨论

为了定量探究 BMHV 以不同角度植入对主动

脉中旋流态的影响, 对主动脉内的血流速度、升主动脉旋动度和主动脉 WSS 分布进行比较。

2.1 血流速度分布

经过 BMHV 瓣叶后, 主动脉弓 3 个分支以及降主动脉出口处血流速度明显高于其他区域。BMHV 的植入对血流的干扰集中在升主动脉, 对主动脉弓以及降主动脉内血流流场影响较小。经过 BMHV 瓣叶后血流出现扰流区域, 主要分布于瓣叶下游和升主动脉壁面附近。BMHV 植入角度可显著影响扰流分布位置, 但扰流区域的大小无明显差异。由此可见, 瓣膜对升主动脉旋动流影响显著, 并随 BMHV 植入角度变化出现明显差异(见图 3)。

2.2 旋动度

图 4 所示为定常流情况下 BMHV 不同植入角度下血流旋动度分布。截面垂直于主动脉轴。p1 是瓣膜位置处的截面, p2 是瓣膜后主动脉窦中部的横截面, p3 位于升主动脉前端, p4 为升主动脉后端, p5 位于主动脉弓前端。p1 截面旋动度云图显示, BMHV 不同角度植入均会干扰升主动脉内的正常旋动流, 导致部分区域血流产生反时针旋转(蓝色区域), 这些反时针旋动的血流主要集中在靠近瓣叶附近区域和主动脉窦壁面区域, 同时这些区域的血流也受到较为严重的干扰(如图 4 中流线所示), 这种扰流区域会导致血小板滞留和激活、增加血栓形成风险^[16]。瓣膜对主动脉内血流的影响会持续到瓣膜下游, 血流的逆向旋动会一直延伸到升

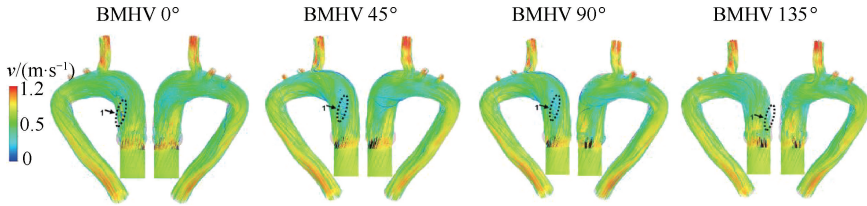


图 3 不同 BMHV 植入角度的主动脉内血流流场

Fig. 3 Flow fields in the aorta with different implantation angle of BMHV

注:虚线圈出的区域为扰流。

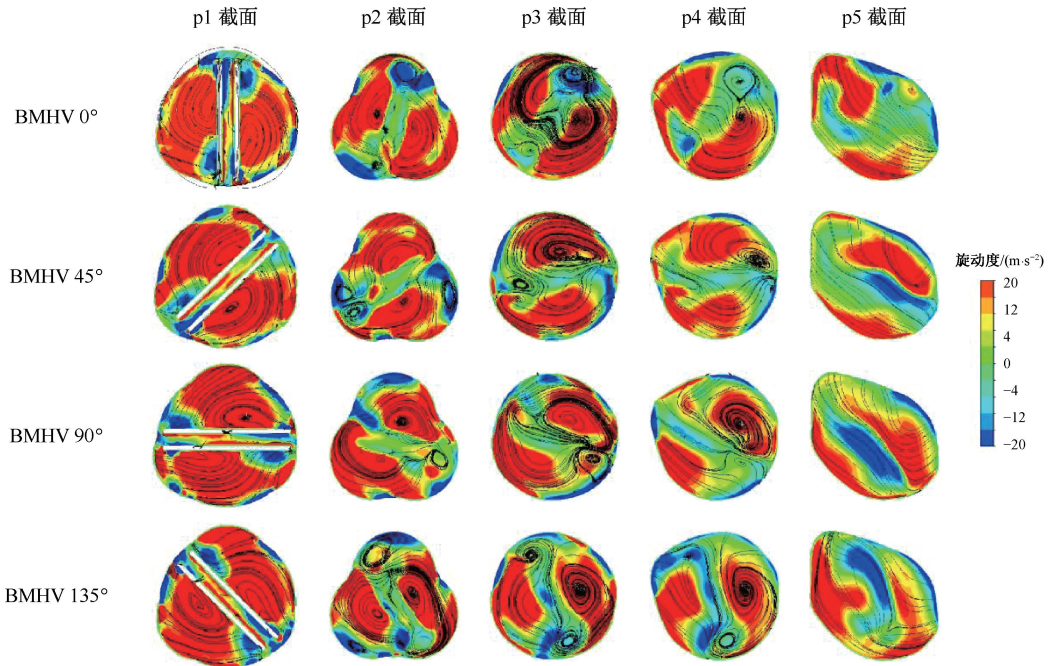


图 4 升主动脉各截面旋动强度和流线分布

Fig. 4 Helicity and streamline distributions at different cross sections in the ascending aorta

注:红色标记为顺时针旋动(正常情况下主动脉内的旋动方向),蓝色为反时针旋动。

主动脉后端区域(p3、p4、p5),而且随着瓣膜植入角度的变化而发生改变,BMHV 植入角度会影响升主动脉中旋动流结构及其旋动强度空间分布。

比较 BMHV 不同植入角度在升主动脉各截面处的血流旋动度平均值发现,无论瓣膜植入角度如何,p1 截面处的平均旋动度最高,推测 BMHV 的植入对此处血流旋动流态的影响远高于其他截面处。在 p1 截面处,血流发生逆向旋动的同时,正常的顺时针方向旋动强度也在增加,导致旋动强度的平均值较高。旋动度的平均值在瓣叶下游开始下降,在升主动脉末端旋动度平均值下降趋缓(p4、p5)。本文推测,这一现象可能与主动脉弓的三维空间扭曲结构有关^[25]。研究表明,主动脉弓的三维空间扭曲

具有诱导主动脉血流顺时针旋动的重要作用^[16]。因此,血液流经 p5 截面时,血流的逆向旋动会消减,旋动逐步恢复到顺时针旋转的正常状态,表现为主动脉弓处旋动强度逐渐增加的趋势。对本文研究的案例来说,135°植入角对旋动流的破坏最大,产生逆向旋动区域最多;0°和 45°角植入对旋动流破坏相对较小。数值模拟同时还表明,BMHV 植入角度虽然对升主动脉旋动流的干扰存在空间分布上的差异(例如,对 p5 截面而言,血流逆向旋动随植入角的增加而增强),但是对旋动度平均值的影响却没有明显差异(见图 5)。

2.3 主动脉 WSS

本文发现,BMHV 不同植入角度下 WSS 分布差

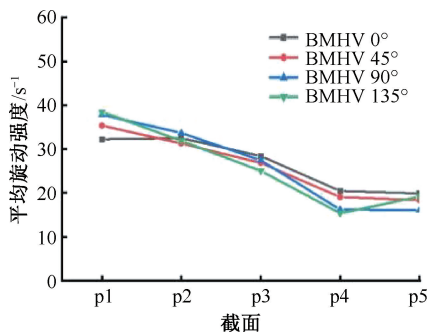


图5 升主动脉各截面的旋动强度平均值

Fig. 5 Averaged helicity of different cross sections in the ascending aorta

异主要集中在主动脉窦和升主动脉部分区域,在主动脉弓、降主动脉和3个分支血管的WSS分布没有明显的差异。在主动脉根部区域,缝合环和主动脉窦边缘区域WSS较高。在BMHV铰链下游区域的WSS较低,推测与BMHV瓣叶对旋动流干扰出现的扰动流有关。同时,BMHV不同植入角度对高WSS和低WSS分布也有明显的空间差异性[见图6(a)]。

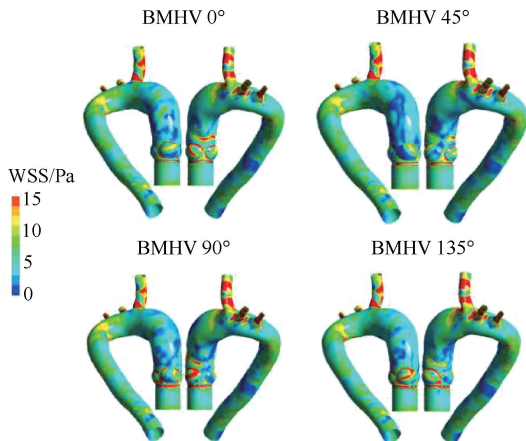
比较升主动脉处重要区域(region of interesting, ROI)不同WSS区间所覆盖的面积发现,随着BMHV植入角度的增加,ROI处低WSS(<0.5 Pa)所覆盖的面积会出现先增加后减小的趋势,其中 45° 角植入低WSS覆盖面积最大(10.80 cm^2)。 0° 角植入低WSS覆盖面积相对较小[见图6(b)]。该结果表明,旋动流态结构的破坏会极大影响WSS的分布,BMHV瓣叶植入角度不合理会增加主动脉壁病变风险。

3 结论

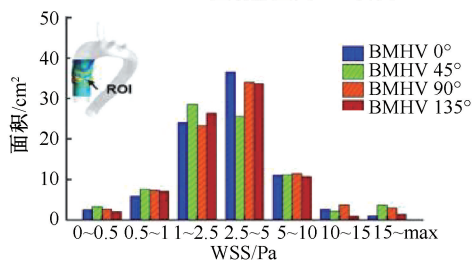
本文采用计算机数值模拟的方法,在定常流条件下,计算分析双叶机械瓣膜不同植入角度对主动脉旋动流的影响。本研究关注的血流动力学参数主要为旋动度和WSS分布,得到的研究结论如下:

(1) BMHV的植入会干扰主动脉内的旋动流态,在瓣膜下游出现扰流区,不同BMHV植入角度所产生的扰流区域位置会不同。

(2) 瓣膜植入会影响升主动脉处的旋动流结构和旋动流强度分布,不同植入角度旋动度平均值虽然没有明显差异,但所致旋动流结构和强度分布却有很大差异。 135° 植入角对旋动流的破坏最大,产生逆向旋动区域最多; 0° 和 45° 角植入对旋动流



(a) 主动脉壁面WSS云图



(b) 主动脉ROI区域不同WSS覆盖面积

图6 BMHV不同植入角度对主动脉WSS的影响

Fig. 6 Effects of different implantation angles of BMHV on WSS in the aorta (a) Contours of WSS along the aorta, (b) Coverage areas by different values of WSS in ROI of the aorta

破坏相对较小。

(3) BMHV植入角度为 0° 时(瓣叶平行于主动脉弓位置),主动脉低WSS(<0.5 Pa)所覆盖面积最小。

综上所述,BMHV植入会破坏升主动脉旋动流结构,改变旋动度的空间分布。虽然不同植入角度的旋动度均值差异不大,但旋动流态结构的破坏会极大影响WSS的分布。植入角度为 $0^\circ \sim 45^\circ$ 时,BMHV对升主动脉内旋动流破坏相对较小。因此,对不同患者而言,应根据其主动脉(包括主动脉窦)的空间几何构型进行个性化选择,植入角度可在 $0^\circ \sim 45^\circ$ 之间确定。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:刘晶鑫负责计算机数值模拟、结果分析和论文初稿撰写;邓小燕负责论文研究设计、指导数值模拟、结果分析和论文撰写;敖海勇参与论文研究设计、结果分析和论文撰写;张全超参与论文研究设计和论文撰写。

参考文献:

- [1] SEGADAL L, MATRE K. Blood velocity distribution in the human ascending aorta [J]. *Circulation*, 1987, 76(1): 90-100.
- [2] FRAZIN L, LANZA G, MEHLMAN D, *et al.* Rotational blood flow in the thoracic aorta [J]. *Clin Res*, 1990(38): 331A.
- [3] YASHIRO K, SHIRATORI H, HAMADA H. Haemodynamics determined by a genetic programme govern asymmetric development of the aortic arch [J]. *Nature*, 2007, 450(7167): 285-288.
- [4] CARO CG, DOORLY DJ, TARNAWSKI M. Non-planar curvature and branching of arteries and non-planar-type flow [J]. *Proc R Soc Lond A*, 1996, 452(1944): 185-197.
- [5] STONEBRIDGE PA, BROPHY CM. Spiral laminar flow in arteries [J]. *Lancet*, 1991(338): 1360-136.
- [6] STONEBRIDGE PA, HOSKINS PR, ALLAN PL, *et al.* Spiral laminar flow in vivo [J]. *Clin Sci*, 1996, 91(1): 17-21.
- [7] VAN LANGENHOVE G, WENTZEL JJ, KRAMS R, *et al.* Helical velocity patterns in a human coronary artery: A three-dimensional computational fluid dynamic reconstruction showing the relation with local wall thickness [J]. *Circulation*, 2000, 102(3): E22-24.
- [8] UCHIDA Y, TOMARU T, NAKAMURA F, *et al.* Percutaneous coronary angiography in patients with ischemic heart disease [J]. *Am Heart J*, 1987, 114(5): 1216-1222.
- [9] UCHIDA Y, NAKAMURA F, TOMARU T, *et al.* Rheological significance of tandem lesions of the coronary artery [J]. *Heart Vessels*, 1995, 10(2): 106-110.
- [10] FRAZIN LJ, VONESH MJ, CHANDRAN KB, *et al.* Confirmation and initial documentation of thoracic and abdominal aortic helical flow. An ultrasound study [J]. *ASAIO J*, 1996, 42(6): 951-956.
- [11] LIU X, SUN A, FAN Y, *et al.* Physiological significance of helical flow in the arterial system and its potential clinical applications [J]. *Ann Biomed Eng*, 2015, 43(1): 3-15.
- [12] FAN YB, XU ZP, JIANG WT, *et al.* S-type bypass can improve the hemodynamics in the bypassed arteries and suppress intimal hyperplasia along the host artery floor [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2498-2505.
- [13] SUN AQ, FAN YB, DENG XY. Numerical investigation of blood flow in the distal end of an axis-deviated arterial bypass model [J]. *Biorheology*, 2009, 46(2): 83-92.
- [14] 钟啸海, 冯利敏, 邓小燕, 等. 起旋式人工主动脉瓣构型设计及血流动力学评价 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(5): 938-945.
- ZHONG XH, FENG LM, DENG XY, *et al.* Configuration design and hemodynamic evaluation of helical-flow-generated artificial aortic valve [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(5): 938-945.
- [15] CHEN CS, ZHAN F, FAN YB, *et al.* A novel way to reduce thrombus build-up in Vena Cava Filters [J]. *Catheter Cardiovasc Interv*, 2011, 78(5): 792-798.
- [16] LIU X, SUN AQ, FAN YB, *et al.* Physiological significance of helical flow in the arterial system and its potential clinical applications [J]. *Ann Biomed Eng*, 2015, 43(1): 3-15.
- [17] LIU X, PU F, FAN YB, *et al.* A numerical study on the flow of blood and the transport of LDL in the human aorta: The physiological significance of the helical flow in the aortic arch [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2009, 297(1): H163-H170.
- [18] LIU X, FAN YB, DENG XY, *et al.* Effect of non-Newtonian and pulsatile blood flow on mass transport in the human aorta [J]. *J Biomech*, 2011, 44(6): 1123-1131.
- [19] ZHAN F, FAN YB, DENG XY. Swirling flow created in a glass tube suppressed platelet adhesion to the surface of the tube: Its implication in the design of small-caliber arterial grafts [J]. *Thromb Res*, 2010, 125(5): 413-418.
- [20] KILNER PJ, YANG GZ, MOHIADDIN RH, *et al.* Helical and retrograde secondary flow patterns in the aortic arch studied by three-directional magnetic resonance velocity mapping [J]. *Circulation*, 1993, 88(5): 2235-2247.
- [21] LI CP, LU PC. Numerical comparison of the closing dynamics of a new trileaflet and a bileaflet mechanical aortic heart valve [J]. *J Artif Organs*, 2012, 15(4): 364-374.
- [22] BRUECKER C, LI Q. Possible early generation of physiological helical flow could benefit the triflo trileaflet heart valve prosthesis compared to bileaflet valves [J]. *Bioengineering*, 2020, 7(4): 158-174.
- [23] 曾宇杰, 罗坤, 樊建人. 主动脉夹层血液两相流动数值模拟分析 [J]. *工程热物理学报*, 2016, 37(4): 780-784.
- [24] DUNCAN D, BARGERON C, BORCHARDT S, *et al.* The effect of compliance on wall shear in casts of a human aortic bifurcation [J]. *J Biomech Eng*, 1990, 112(2): 183-188.
- [25] MADHAVAN S, KEMMERLING E. The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow [J]. *Biomed Eng Online*, 2018, 17(1): 1-20.