

主动脉瓣倾斜角度血流动力学的 PIV 实验研究¹⁾

刘赵淼^{*,2)} 薛贺波^{*} 杨刚^{*} 逢燕^{*} 房永超^{*} 李梦麒^{*} 齐轶鹏^{*} 史艺⁺

^{*} (北京工业大学材料与制造学部, 北京 100124)

⁺ (中国医学科学院阜外心血管病医院心外科, 北京 100037)

摘要 瓣叶血栓是主动脉瓣置术后典型的继发性瓣膜疾病, 血流动力学特征异常在其发展过程中至关重要。本文利用粒子图像测速 (Particle image velocimetry, PIV) 系统, 实验研究了主动脉瓣开口纵向轴线与升主动脉纵向轴线之间倾斜角度 ($\alpha=0^\circ$, $\alpha=5^\circ$, $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$) 对速度、涡度和黏性剪应力分布等血流动力学特性的影响。研究结果表明: 当 $\alpha=0^\circ$ 时, 主动脉根部跨瓣血液流动为中心对称流动, 而 $\alpha=5^\circ$, $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时跨瓣血液流动向升主动脉的左冠状动脉一侧倾斜。随着倾斜角度增大, 跨瓣血液流动方向倾斜程度增加, 血液流动冲击升主动脉壁, 损伤内皮细胞导致血栓形成。主动脉瓣倾斜时主动脉窦血液流动速度增大, 涡旋也更向主动脉窦底部运动, 不利于血液从冠状动脉口流出向心肌供血。同时, 主动脉根部的高涡度的高黏性剪应力区域也向升主动脉的左冠状动脉一侧倾斜, 主动脉窦的高涡度区域位于主动脉窦底部、高黏性剪应力区域分布于主动脉窦壁面处。主动脉瓣存在倾斜角度时, 涡度和黏性剪应力较大, 特别是 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$, 为血栓形成提供了有利环境。研究结果可为临床主动脉瓣置换术参数选择以及继发性瓣膜疾病的避免提供理论依据和技术参考。

关键词 主动脉瓣, 倾斜角度, 血流动力学, PIV

中图分类号: 文献标识码: A doi: 10.6052/0459-1879-20-229

PIV EXPERIMENTAL STUDY ON THE HEMODYNAMICS OF AORTIC VALVE UNDER VARIED TILTED ANGLES¹⁾

Liu Zhaomiao^{*,2)} Xue Hebo^{*} Yang Gang^{*} Pang Yan^{*} Fang Yongchao^{*} Li Mengqi^{*} Qi Yipeng^{*} Shi Yi⁺

^{*} (Faculty of Materials and Manufacturing, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

⁺ (Department of Cardiac Surgery, FuWai Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100037, China)

Abstract Leaflet thrombosis is a typical secondary valvular disease after aortic valve replacement, and abnormal hemodynamic characteristics are crucial in its development. In this study, the effects of angle between the longitudinal axis of the aortic valve and that of the ascending aorta ($\alpha=0^\circ$, $\alpha=5^\circ$, $\alpha=10^\circ$ and $\alpha=15^\circ$) on the velocity,

2020-06-29 收稿, 2020-08-07 录用, 2020-08-07 网络版发表.

1) 北京市教委科技计划重点项目资助 (KZ201710005006).

2) 刘赵淼, 教授, 主要研究方向: 微尺度流体力学、血流动力学、流固耦合理论及工程应用. E-mail: lzm@bjut.edu.cn

引用格式: 刘赵淼, 薛贺波, 杨刚, 逢燕, 房永超, 李梦麒, 齐轶鹏, 史艺. 主动脉瓣倾斜角度血流动力学的 PIV 实验研究. 力学学报, 2020, 52(5): xxxx-xxxx

Liu Zhaomiao, Xue Hebo, Yang Gang, Pang Yan, Fang Yongchao, Li Mengqi, Qi Yipeng, Shi Yi. PIV experimental study on the hemodynamics of aortic valve under varied tilted angles. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2020, 52(5): xxxx-xxxx

vorticity and viscous shear stress distribution are investigated using Particle image velocimetry (PIV). It is of great significance to understand the hemodynamic mechanism of thrombosis after aortic valve replacement. The results show that the transvalvular flow in the aortic root is centrosymmetric flow when $\alpha=0^\circ$, while it tilts to the side of left coronary artery when $\alpha=5^\circ$, $\alpha=10^\circ$ and $\alpha=15^\circ$. The transvalvular flow tilts with the increasing of tilted angle and impacts on the wall of the ascending aorta, damaging the endothelial cells and causing thrombosis. In addition, the velocity within the aortic sinus increases and the vortex also moves toward the bottom of the aortic sinus with aortic valve tilted, which is unfavorable for the blood flowing from the coronary artery ostium to the myocardium for blood supply. Meanwhile, the high vorticity and high viscous shear stress area of the aortic root also tilts to the side of left coronary artery. And the high vorticity area of the aortic sinus is located at the bottom of the aortic sinus and the high viscous shear stress area is distributed at the wall of the aortic sinus. The vorticity and viscous shear stress are really high when there is a mismatch between the ascending aorta longitudinal axis and that of the aortic valve, especially $\alpha=10^\circ$ and $\alpha=15^\circ$, providing a favorable environment for thrombosis. The results benefit to contribute theoretical bases and technical reference for the selection of clinical aortic valve replacement surgical parameters and that of the avoidance of secondary valvular disease.

Key words Aortic valve, Titled angle, Hemodynamics, PIV

引言

主动脉瓣疾病是全世界发病率和致死率较高的典型心血管疾病之一，严重影响寿命和生活质量^[1-3]。外科主动脉瓣置换术和经导管主动脉瓣置换术是分别通过外科手术和介入导管技术，以人工生物瓣膜或机械瓣膜替换病变主动脉瓣的手术方式，是主动脉瓣疾病高危患者的有效治疗方案^[4-6]。据估计，全球有超过 1200 万人受到主动脉瓣疾病的影响，每年大约进行 30 万瓣膜置换术^[7,8]。

尽管主动脉瓣置换术有效恢复瓣膜功能和改善血液流动状况，但由于个体化主动脉根部的影响，主动脉瓣的置换位置与生理位置存在错位，导致主动脉瓣血流动力学改变引发继发性瓣膜疾病，继而影响手术治疗效果^[9-12]。血流动力学因素在主动脉瓣置换术后继发性瓣膜疾病的发生中扮演至关重要的角色^[13]。主动脉瓣附近的粒子停留时间过长，易形成瓣叶溶血。升主动脉中较高的剪应力，损伤血

液中的血细胞。主动脉瓣瓣口的射流冲击主动脉壁面，损伤内皮细胞并逐渐形成血栓^[14]。

在主动脉瓣置换术主动脉瓣定位血流动力学研究中，其中主动脉瓣深度、旋转角度、倾斜角度是影响瓣膜附近血流动力学的重要因素，多位学者围绕不同的主动脉瓣深度，利用粒子图像测速（Particle image velocimetry, PIV）技术开展血流动力学研究，发现主动脉瓣深度显著影响主动脉窦的血液流动和主动脉根部的雷诺剪应力分布，结果表明主动脉瓣深度处于生理瓣环位置时流体动力学性能最优^[15-17]。

主动脉瓣在主动脉根部中的位置存在旋转角度和倾斜角度等定位误差时，也会改变主动脉瓣血流动力学行为，表现为血流速度、涡度和黏性剪应力等血流特性的异常，与细胞溶血和血栓形成等继发性瓣膜疾病密切相关^[18-23]。Bailey 等^[24]从 0° 至 105° 每间隔 15° 建立主动脉瓣模型，通过数值模拟研究

旋转角度对瓣叶范式等效应力的影响,发现除了旋转角度为 30° 时,所有主动脉瓣模型的平均范式等效应力减小,最大范式等效应力在旋转角增加至 60° 后开始减小。表明最佳旋转角度为 0° ,最不可取的旋转角度是 30° 和 60° 。Hatoum 等^[20]基于 CT 图像三维重构主动脉根部,利用 PIV 技术研究了主动脉瓣不倾斜、向主动脉窦倾斜和远离主动脉窦倾斜三种情况下主动脉窦中的血液流动停滞现象,发现两种倾斜情况下主动脉窦中血液流动速度、涡度和瓣叶附近剪应力降低,主动脉瓣远离主动脉窦倾斜时最不宜血液和粒子流出主动脉窦。尽管该研究对主动脉瓣不同倾斜情况时主动脉窦中的血流动力学进行了分析,但缺少对不同倾斜角度下的血流动力学研究。Morganti 等^[12]基于 CT 图像重建主动脉瓣,建立有限元模型,研究了主动脉瓣倾斜角度对应力和有效开口面积的影响,结果表明主动脉瓣倾斜时应力增大、有效开口面积减小。但该研究仅分析了主动脉根部瓣叶附近三角区的应力,缺乏对主动脉根部中血液流动速度分布和黏性剪应力等血流动力学的分析。

目前,有关主动脉瓣置换术瓣膜定位误差的研究主要集中于不同主动脉瓣植入深度血流动力学,而对倾斜角度的关注相对较少且多为瓣叶应力分析,具体倾斜角度时瓣叶下游的血液流动和剪应力环境研究较为缺乏。本文基于医学影像数据三维重构真实主动脉根部,制备高度光滑、透明的实验模型,建立体外脉动循环模拟系统,利用 PIV 技术实验研究不同主动脉瓣倾斜角度对瓣叶下游的速度分布、涡度和黏性剪应力等血流动力学的影响,揭示主动脉瓣置换角度错位的血流动力学机理。

1 材料与方法

1.1 实验模型

选择一例共 228 张、层厚 0.5mm 的正常人体心脏 CT 图像数据,进行主动脉根部模型建立^[25-27]。利用 Mimics 18.0 (Materialise, Leuven, Belgium) 进行分割,如图 1(a) 所示,三维重构主动脉根部模型,如图 1(b) 所示。通过触觉式设计系统 Free Form (3D Systems, USA),对模型表面进行光滑处理,完成主动脉根部几何模型建立,模型包括升主动脉、主动脉窦和左心室流出道,如图 1(c) 所示。选择水溶性材料聚乙烯醇 (Polyvinyl Alcohol, PVA),利用 3D 打印技术打印主动脉根部 PVA 模型,以聚二甲基硅氧烷 (Polydimethylsiloxane, PDMS) 浇筑主动脉根部,并水浴溶解 PVA 后得到高度光滑和透明的主动脉根部 PDMS 实验模型,如图 1(d) 所示。

主动脉瓣为瓣环直径 25mm 的美敦力 Hancock II T510 型生物主动脉瓣 (Medtronic, Minneapolis, USA)。倾斜角度 (α) 是主动脉瓣开口纵向轴线与升主动脉纵向轴线之间的角度,如图 2(a) 所示。主动脉瓣存在倾斜时主动脉窦中血流特性改变,导致血液和粒子不易流出主动脉窦,但具体倾斜角度的血流动力学研究较为缺乏。根据主动脉瓣置换术临床影像数据的倾斜角度范围^[20, 28],本文研究主动脉瓣向左冠状动脉一侧倾斜时, $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 的血流动力学。实验时,相机位置和经过主动脉瓣的激光平面如图 2(b) 所示。

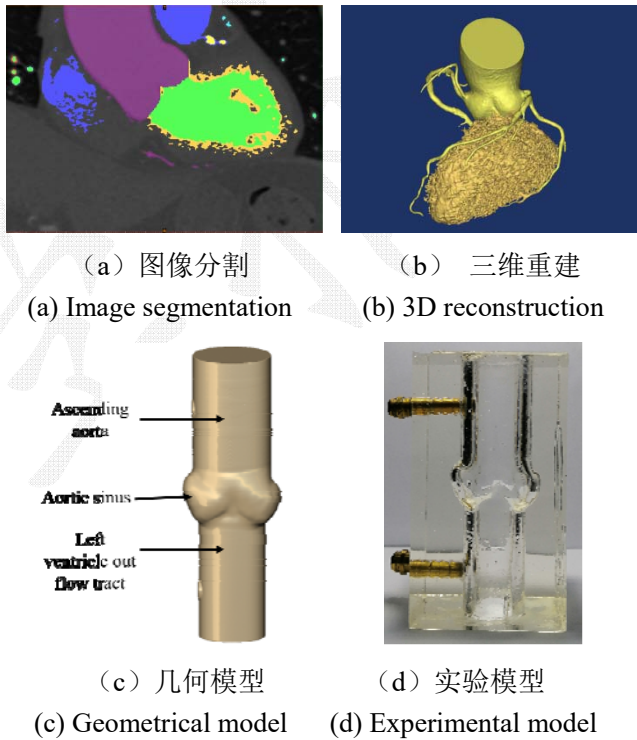


图 1 主动脉根部模型建立

Fig.1 Establishment of the aortic root

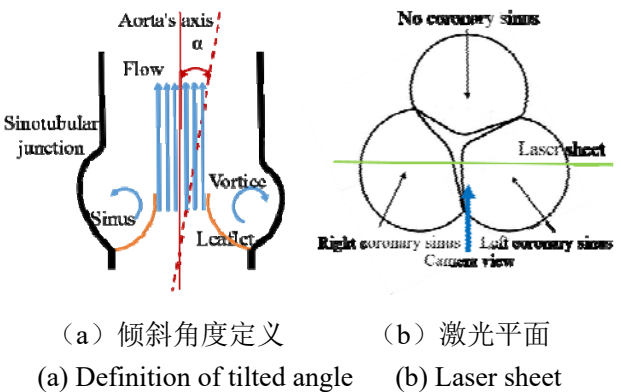


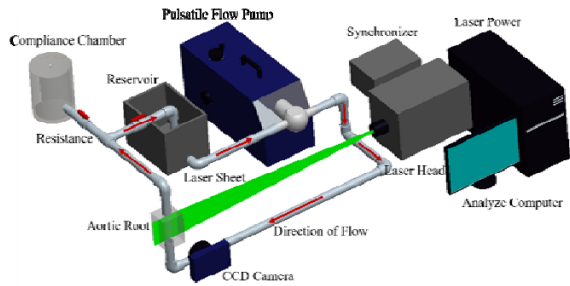
图 2 倾斜角度定义和激光平面

Fig.2 Definition of tilted angle and Laser sheet

1.2 实验装置

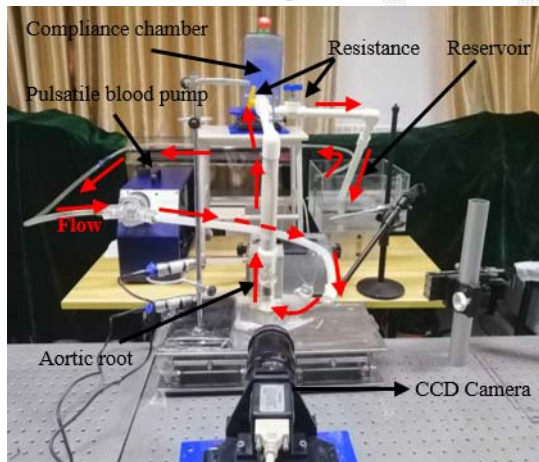
PIV 技术是一种非侵入式的全流场流动测量及

显示技术, 广泛应用于主动脉瓣的速度场和剪应力环境研究^[15-17]。PIV 系统主要由双脉冲 Nd:YAG 激光器 (Dantec Dynamics, Denmark; 能量 20mJ, 波长 532nm, 脉冲时间 4ns)、CCD 相机 (HiSense MKII, Dantec Dynamics)、同步控制器、片光元件、导光臂和计算机组成^[29-35], 如图 3 (a) 所示。双脉冲 Nd:YAG 激光器产生激光, 经过导光臂、柱面镜和球面镜等片光元件引导后, 激光在实验模型中心平面形成厚度约为 1mm 的片光, 激发均匀分布于工作流体中的荧光粒子。通过带有尼康镜头 (LaVision, Germany, Imager Pro; 像素 1344x1024Px) 的 CCD 相机记录单位时间内荧光粒子的两帧图像, 利用 Dynamic Studio (Dantec Dynamics, Denmark) 软件处理后获得目标流场。CCD 相机镜头上安装 570nm 长波通滤光片阻止自然光进入 CCD 相机, 同时使荧光粒子发出的光进入 CCD 相机。实验时两帧时间间隔设置为 250 μ s, 拍摄频率为 7Hz。



(a) 实验系统示意图

(a) Schematic of experimental system



(b) 体外脉动循环系统

(b) In vitro pulsating circulatory system

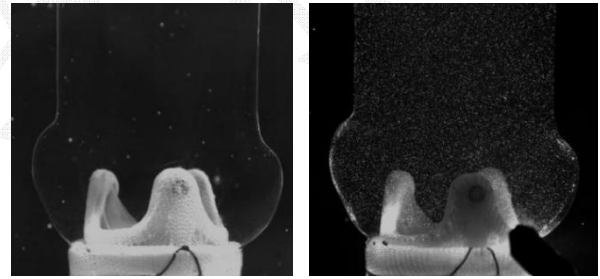
图 3 实验系统

Fig.3 Experimental system

体外脉动循环系统模拟左心室血液循环, 由脉动式血液泵 (Harvard Apparatus, USA)、储液池、压力计、节流阀和顺应腔等组成^[36], 如图 3 (b) 所示。脉动式血液泵用于模拟心脏功能, 作为动力源驱动循环系统工作。顺应腔和节流阀通过管路与升

主动脉出口连接, 用于调节升主动脉出口的平均压力。节流阀控制进入顺应腔的工作流体, 压缩顺应腔中的可压缩空气, 使升主动脉出口达到主动脉瓣最大张开幅度的平均压力。工作流体由脉动式血液泵从储液室中泵出进入主动脉根部, 流经主动脉瓣后到达三通管, 一路进入顺应腔, 另一路经节流阀后回到储液池, 形成循环。

实验设置脉动式血液泵的心率为 70Beats/min, 每搏出量为 70ml, 收缩期/舒张期为 35%/65%。工作流体选择体积比为 40%/60%的丙三醇/去离子水混合溶液, 其物理性质类似于血液, 密度 $\rho=1100\text{kg/m}^3$ 、常温时黏度 $\mu=0.0040\text{Pa}\cdot\text{s}$, 折射率 ($n=1.38$) 与主动脉根部 PDMS 模型折射率相近 ($n=1.41$)^[37]。荧光粒子为直径 1-20 μm 的 PMMA-Rhodamine B 粒子 (Dantec Dynamics, Denmark), 主动脉根部明场图像和荧光粒子图像如图 4 所示。



(a) 明场图像

(b) 荧光粒子图像

(a) Bright field image (b) Fluorescent particle image

图 4 主动脉根部实验图像

Fig.4 Experimental image of the aortic root

2 结果与讨论

2.1 倾斜角度对主动脉瓣下游速度分布的影响

主动脉瓣张开和关闭是一个复杂的流体力学机制, 主要受主动脉根部血液流动和循环变化调节^[38]。图 5 为 $\alpha=0^\circ$ 时心动周期内主动脉根部血液流动的平均速度云图, 展示了心动周期内主动脉根部的血液流动状况。收缩早期, 主动脉瓣瓣叶开始张开, 瓣口处出现血液流动, 如图 5 (a) 所示。加速期, 主动脉瓣瓣叶张开幅度增大, 血液流过主动脉瓣时形成中心对称流动, 并且向升主动脉进一步流动, 如图 5 (b) 所示。峰值期, 主动脉瓣瓣叶完全打开, 血液中心对称流动加剧, 血液跨瓣流动达到最大速度 1.56m/s, 如图 5 (c) 所示。收缩晚期, 主动脉瓣开始关闭, 主动脉瓣附近的血液流动现象与峰值期现象相似, 但流动速度降低, 如图 5 (d) 所示。舒张早期, 随着主动脉瓣的关闭, 跨瓣流动逐渐消失, 如图 5 (e) 所示。舒张晚期, 瓣膜完全关闭,

主动脉瓣口血液流动现象停止，主动脉根部中血液速度趋近于零，如图 5（f）所示。

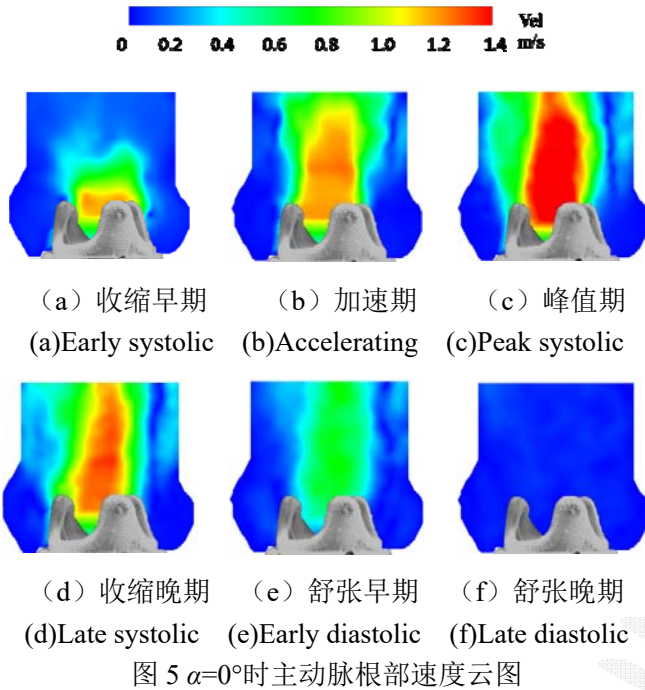


Fig.5 Velocity contours of the aortic root at $\alpha=0^\circ$

主动脉根部是血液流过主动脉瓣后的重要运输和物质交换场所，其血流动力学在主动脉瓣功能和血液正常流向冠状动脉中扮演至关重要的角色^[39]。不同主动脉瓣倾斜角度时，峰值期主动脉根部血液流动平均速度分布云图如图 6 所示。峰值期，主动脉瓣完全张开，血液充分跨瓣流向升主动脉。当 $\alpha=0^\circ$ 时，跨瓣血液流动状态为中心对称射流，左冠状动脉窦中血液流动速度较低，最大血液流动速度为 0.16m/s。当 $\alpha=5^\circ$ 时，主动脉瓣置换存在倾斜，主动脉瓣开口向升主动脉的左冠状动脉一侧倾斜，导致跨瓣血液流动也向该侧倾斜，血液流动冲击升主动脉壁。当 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，跨瓣血液流动向升主动脉壁倾斜的程度增加，主动脉壁附近血流速度较大，导致对升主动脉壁的冲击较大。同时，更多的血液流入左冠状动脉窦，当 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，峰值期主动脉窦中最大血液流动速度分别为 0.68m/s、0.94m/s 和 0.79m/s。倾斜角度改变跨瓣血液流动方向，但并未显著改变最大血流速度。当 $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，最大跨瓣血液流动速度分别为 1.56m/s、1.57m/s、1.55m/s 和 1.54m/s。

不同主动脉瓣倾斜角度下，主动脉根部中最大血液流动速度相近，但主动脉瓣倾斜改变跨瓣血液流动方向，使血液冲击升主动脉壁，损伤升主动脉壁面的内皮细胞。研究^[21,40]表明，当内皮细胞受到损伤，胶原蛋白和组织因子就会暴露在流动的血液中，导致血小板活化、凝血酶生成，最终形成血栓。

因此，当 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，跨瓣血流向升主动脉左冠状动脉一侧倾斜，导致血流冲击升主动脉壁幅度增大，易形成血栓。

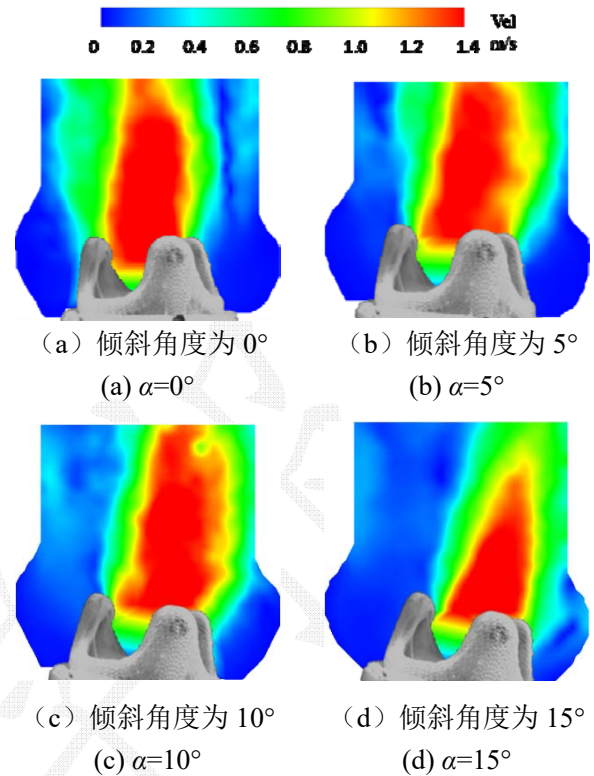


图 6 峰值期不同倾斜角度时主动脉根部速度分布云图

Fig.6 Velocity contours of the aortic root with different tilted angles at peak systolic

结合主动脉窦中血流速度分析实现对主动脉瓣附近流场的全面评估， $\alpha=0^\circ$ 时心动周期内主动脉窦的血液流动平均速度矢量和云图分布如图 7 所示。收缩早期，主动脉瓣张开后，跨瓣流动的血液以 0.30m/s 的速度进入主动脉窦并带动主动脉窦中静止的血液运动，形成涡旋，如图 7（a）所示。加速期，随着血液中心对称流动的发展，涡旋也向前运动发展，主动脉窦中最大血液流动速度降低至 0.12m/s，如图 7（b）所示。峰值期，中心对称流动血液的速度较高，绝大部分血液充分向升主动脉流动，此时主动脉窦中仅存在较弱的涡旋运动，最大血液流动速度为 0.16m/s，如图 7（c）所示。收缩晚期，跨瓣血液流动速度降低，部分升主动脉中的血液回流向主动脉窦并形成涡旋，主动脉窦中最大血液流动速度为 0.14m/s，如图 7（d）所示。舒张早期，主动脉窦中的涡旋以 0.17m/s 的速度向瓣叶中部运动，促进瓣叶关闭，如图 7（e）所示。舒张晚期，主动脉窦中的涡旋向瓣叶基部运动，最大速度降低为 0.10m/s，如图 7（f）所示。

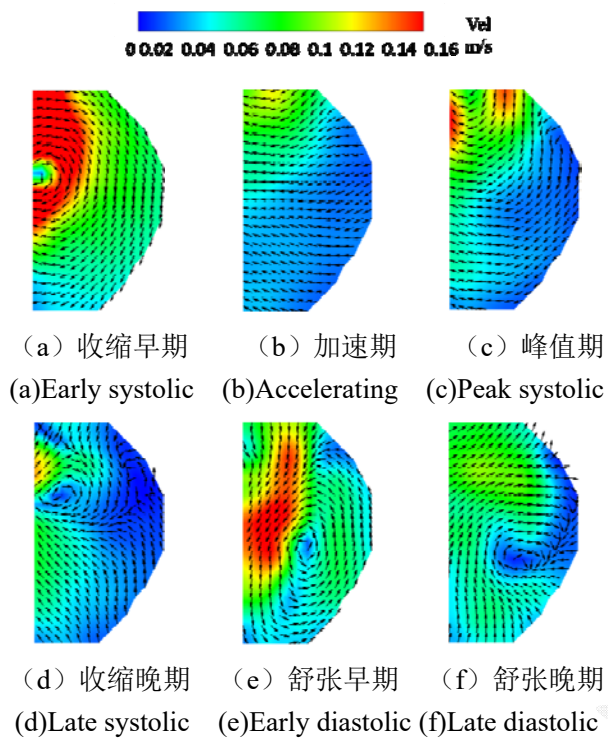


图 7 $\alpha=0^\circ$ 时主动脉窦速度矢量和云图

Fig.7 Velocity vectors and contours of the aortic sinus at $\alpha=0^\circ$

不同倾斜角度时主动脉窦血液流动平均速度矢量和云图分布如图 8 所示，在所有倾斜角度中存在明显的相同流动特征，即血液经过瓣叶后从主动脉窦的顶部流入主动脉窦，形成顺时针流动的涡旋。当 $\alpha=5^\circ$ 和 $\alpha=10^\circ$ 时，收缩期时跨瓣血液在主动脉窦中部形成涡旋，并在整个收缩期向窦管交接处运动，该现象与文献^[20]趋势一致。在舒张期，当主动脉瓣逐渐关闭时，涡旋向主动脉窦底部运动。随着倾斜角度增大至 $\alpha=15^\circ$ 时，主动脉瓣开口越向主动脉窦倾斜，导致更多的血液流动向主动脉窦倾斜，主动脉窦中的血液流动速度增大，涡旋更向主动脉窦底部运动。

心动周期内不同倾斜角度时，主动脉窦的最大速度分布曲线如图 9 所示。值得注意的是， $\alpha=0^\circ$ 时心动周期内主动脉窦的血液流动速度较小（如图 6 所示），峰值期后主动脉窦中血液流动速度先增大后减小。当 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，即主动脉瓣置换存在倾斜时，心动周期内主动脉窦的血液流动速度较大，峰值期后主动脉窦中的血液流动速度持续减小。随着主动脉瓣置换倾斜角度增大，主动脉窦中的最大血液流动速度增大，当 $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，心动周期内主动脉窦中最大血液流动速度分别为 0.30m/s、0.68m/s、1.07m/s 和 1.19m/s。

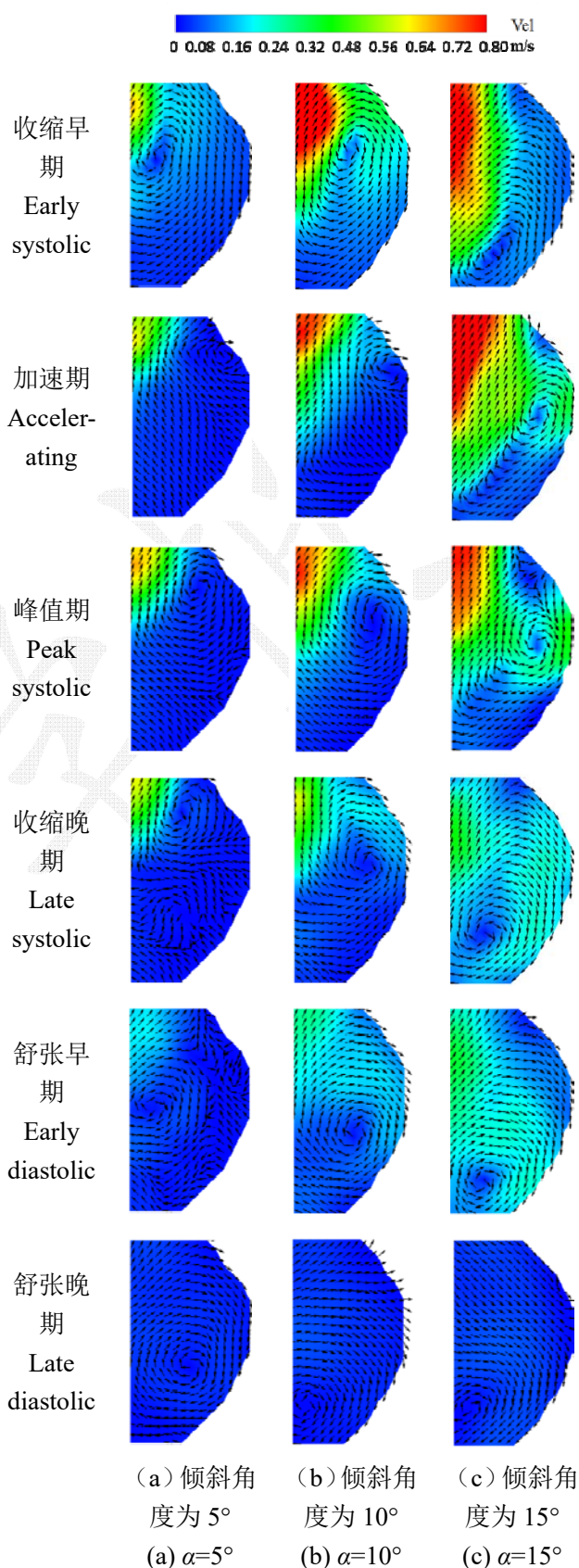


图 8 不同倾斜角度时主动脉窦速度矢量和云图
Fig.8 Velocity vectors and contours of the aortic sinus with different tilted angles

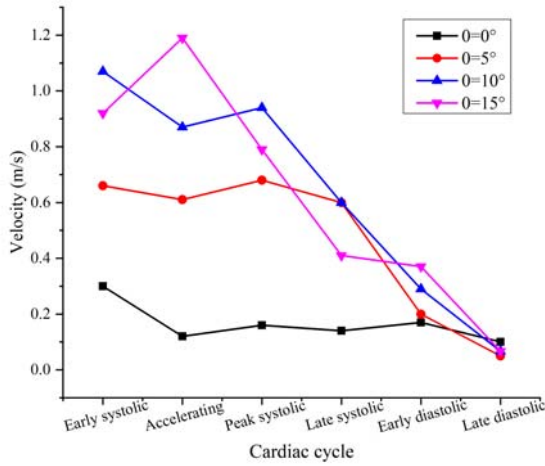


图9 心动周期内不同倾斜角度时主动脉窦的最大速度分布曲线

Fig.9 Curves of peak velocity of the aortic sinus with different tilted angles during cardiac cycle

研究^[41,42]表明，在收缩期，心肌收缩并限制血液向冠状动脉的流动，血流速度较低。舒张期开始时，心肌肌肉松弛，导致冠状动脉血流速度迅速升高并达到峰值。因此，当 $\alpha=0^\circ$ 时，主动脉窦中的血液流动速度先增大后减小，符合心动周期内血液由主动脉窦向冠状动脉流动的生理现象。当 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，导致跨瓣血液流动的方向异常，改变了主动脉窦中血液流动状况，其最大血液流动速度随倾斜角度增大而增大，涡旋也更向主动脉窦底部运动，不利于血液从冠状动脉口流出向心肌供血。

2.2 倾斜角度对主动脉瓣下游涡度分布的影响

涡度是速度场的旋度，描述流体的旋转情况，高涡度区域表示流体中的高剪切区域^[43]，涡度由公式 (1) 定义

$$\omega_z = -\left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial x}\right) \quad (1)$$

图 10 为峰值期不同倾斜角度下主动脉根部的涡度分布。红色区域表示逆时针旋转（正）涡度，而蓝色区域表示顺时针旋转（负）涡度。不同倾斜角度时，涡度具有相似的分布情况，主动脉瓣血液流动边缘处存在较大的涡度区域。倾斜角度显著改变涡度分布情况，随着倾斜角度增加，高涡度区域向升主动脉壁倾斜。当 $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，正涡度分别为 270.30S^{-1} 、 371.18S^{-1} 、 502.24S^{-1} 和 412.35S^{-1} ，负涡度分别为 -395.76S^{-1} 、 -321.32S^{-1} 、 -274.17S^{-1} 和 -270.91S^{-1} 。

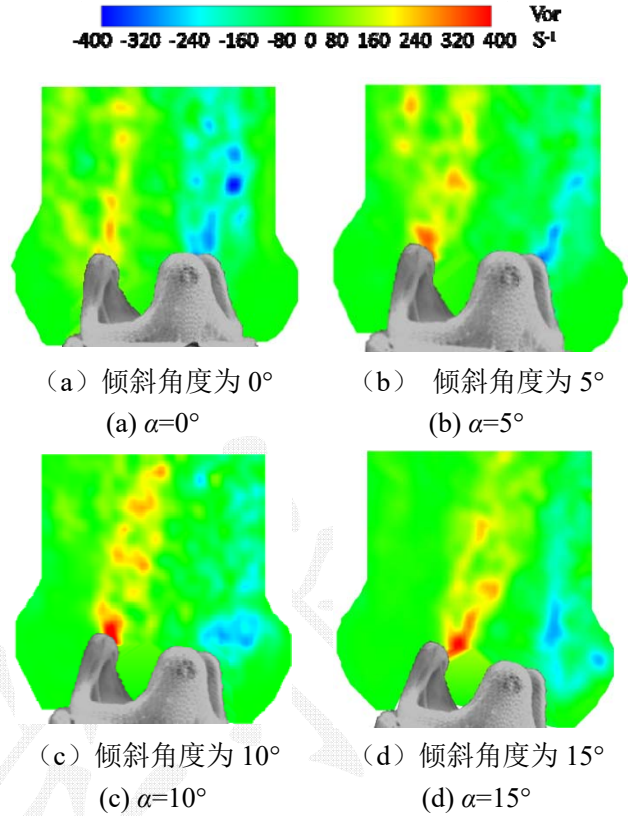


图10 峰值期不同倾斜角度时主动脉根部涡度分布云图

Fig.10 Vorticity contours of the aortic root with different tilted angles at peak systolic

为评估主动脉瓣存在倾斜时对主动脉窦涡度分布影响，图 11 展示了峰值期内不同倾斜角度下主动脉窦的涡度分布。 $\alpha=0^\circ$ 时，主动脉窦中主要为较小的正涡度。 $\alpha=5^\circ$ 时，主动脉窦中的负涡度增大，且负涡度位于瓣叶和窦管交接处中间。随着倾斜角度增大，负涡度逐渐增大，涡度逐渐位于主动脉窦底部，涡度方向和位置与图 8 中涡旋运动一致。

心动周期内不同倾斜角度时，主动脉窦的最大负涡度分布曲线如图 12 所示。 $\alpha=0^\circ$ 时，主动脉窦中负涡度较小，并呈现先减小后增大再减小趋势。 $\alpha=5^\circ$ 和 $\alpha=10^\circ$ 负涡度变化趋势与 $\alpha=0^\circ$ 时相同，但负涡度值增大。 $\alpha=15^\circ$ 时，负涡度值变化在收缩期和舒张期均呈现先增大后减小趋势，负涡度值较大。随着倾斜角度的增大，峰值期主动脉窦中最大负涡度值增大。当 $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，心动周期内峰值期主动脉窦中最大负涡度分别为 -105.64S^{-1} 、 -234.23S^{-1} 、 -307.53S^{-1} 和 -437.19S^{-1} 。

研究^[22]表明，涡度动力学在表征湍流中起着至关重要的作用，高涡度区域表示血液的剪切和旋转。Bark 等^[23]的相关研究也指出生理状态下主动脉的剪切率应低于 400S^{-1} ，相当于黏性剪应力 1.4N/m^2 。因此，倾斜角度 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时主动脉根部和主动

脉窦的剪切率水平较高，可能导致细胞溶血。

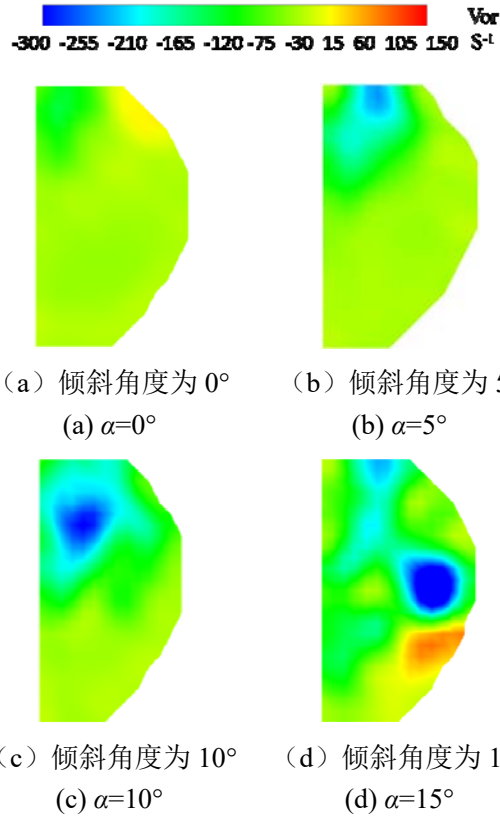


图 11 峰值期不同倾斜角度时主动脉窦涡度分布云图

Fig.11 Vorticity contours of the aortic sinus with different tilted angles at peak systolic

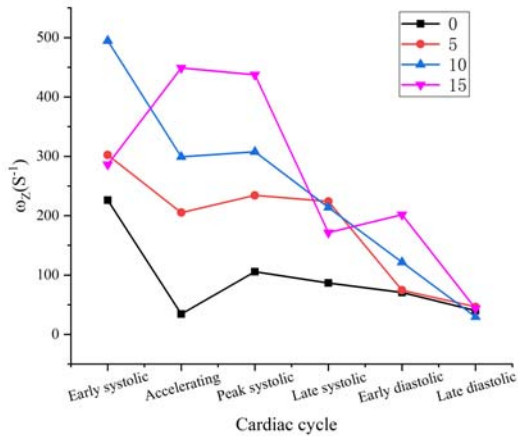


图 12 心动周期内不同倾斜角度时主动脉窦的最大负涡度分布曲线

Fig.12 Curves of peak negative vorticity of the aortic sinus with different tilted angles during cardiac cycle

2.3 倾斜角度对主动脉瓣下游黏性剪应力分布的影响

黏性剪应力 (Viscous shear stress, VSS) 表征流体相邻两层之间的剪切作用，是血细胞承受的真实

物理剪应力，与瓣膜血栓、血小板及红细胞溶血密切相关^[37,44,45]，由公式 (2) 定义

$$VSS = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (2)$$

式中， μ 为工作流体的动力黏度，单位 $\text{N} \cdot \text{S}/\text{m}^2$ 。

峰值期，血液跨瓣流动后加速进入升主动脉，并且以心动周期内最大的射流速度与升主动脉中相对静止的血液相互剪切，形成剪切层。图 13 为峰值期不同倾斜角度时主动脉根部黏性剪应力云图，由于最大速度梯度位于射流边缘，导致最大黏性剪应力值区域与射流边缘相对应，并且正、负黏性剪应力彼此相互平行。当 $\alpha=0^\circ$ 时，主动脉瓣开口与升主动脉轴向平行，黏性剪应力与血液中心对称流动方向相同，即平行于升主动脉轴向。当 $\alpha=5^\circ$ 时，由于主动脉瓣倾斜，黏性剪应力随跨瓣血液流动方向朝着左冠状动脉窦一侧倾斜，几乎靠近升主动脉壁。当 $\alpha=10^\circ$ 时，负黏性剪应力完全与升主动脉壁平行。当 $\alpha=15^\circ$ 时，随着主动脉瓣倾斜程度急剧增大，负黏性剪应力区域出现在主动脉窦。

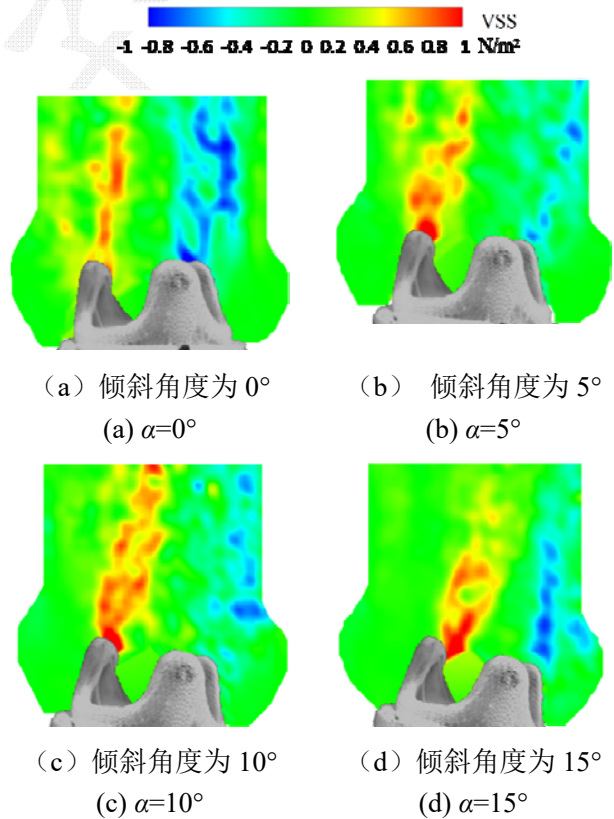


图 13 峰值期不同倾斜角度时主动脉根部黏性剪应力云图

Fig.13 VSS contours of the aortic root with different tilted angles at peak systolic

主动脉瓣存在倾斜时，正黏性剪应力值较大、负黏性剪应力较小。 $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$

时，正黏性剪应力值分别为 0.99N/m^2 、 1.34N/m^2 、 1.86N/m^2 和 1.37N/m^2 ，负黏性剪应力值分别为 -1.29N/m^2 、 -0.96N/m^2 、 -0.83N/m^2 和 -0.93N/m^2 。Saw 等^[46]研究表明，大动脉血管的剪切应力值一般在 $0.5\text{--}2.0\text{N/m}^2$ 。Bark 等^[23]的相关研究也指出生理状态下主动脉的黏性剪应力低于 1.4N/m^2 。当主动脉瓣存在倾斜时，高黏性剪应力区域靠近升主动脉壁且出现在主动脉窦。 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，最大黏性剪应力超过或接近临界剪应力阈值 1.4N/m^2 ，容易发生红细胞溶血形成血栓。

峰值期不同倾斜角度时主动脉窦黏性剪应力云图如图 14 所示。当 $\alpha=0^\circ$ 时，高黏性剪切区域位于主动脉窦中瓣叶一侧。当 $\alpha=5^\circ$ 时，高黏性剪切应力区域位于窦管交接处，面积增大。随着倾斜程度增大，高黏性剪应力区域分布于主动脉窦壁面处，且面积持续增大。

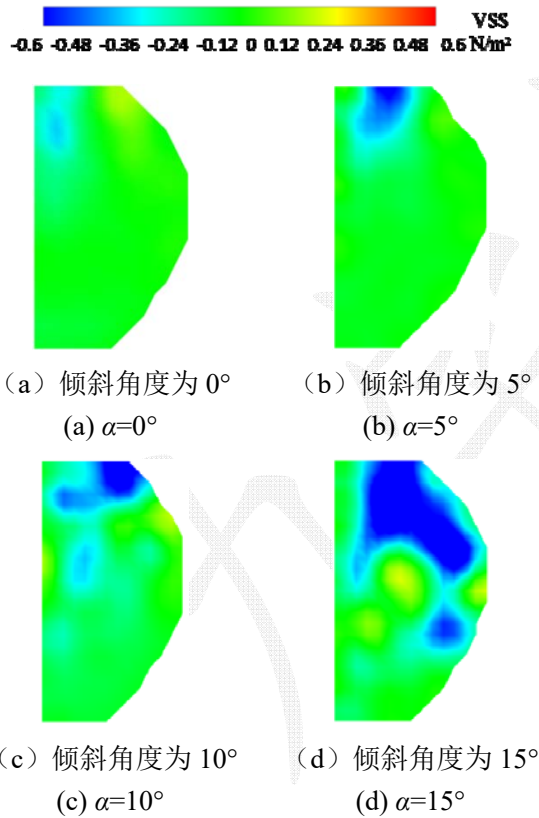


图 14 峰值期不同倾斜角度时主动脉窦黏性剪应力云图

Fig.14 VSS contours of the aortic sinus with different tilted angles at peak systolic

心动周期内不同倾斜角度时，主动脉窦的最大负黏性剪应力分布曲线如图 15 所示。 $\alpha=0^\circ$ 时，主动脉窦中负黏性剪应力为先减小后增大再减小的变化趋势，且黏性剪应力值和变化范围较小。 $\alpha=5^\circ$ 和 $\alpha=10^\circ$ 时，黏性剪应力曲线变化趋势与 $\alpha=0^\circ$ 时相似，但黏性剪应力值较大。当 $\alpha=15^\circ$ 时，负黏性剪应力

变化趋势先增大后减小，黏性剪应力值较大。随着倾斜角度的增大，峰值期主动脉窦中最大负黏性剪应力值增大。当 $\alpha=0^\circ$ 、 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时，心动周期内峰值期最大黏性剪应力值分别为 0.37N/m^2 、 0.80N/m^2 、 0.82N/m^2 和 1.09N/m^2 。

主动脉窦血流动力学是影响主动脉瓣功能和健康的重要因素，异常的主动脉窦血流动力学将作用于主动脉瓣，引发主动脉瓣继发性疾病。研究^[47,48]表明，主动脉瓣钙化狭窄常发生在主动脉窦一侧的瓣叶处，主动脉瓣附近存在较高的黏性剪应力促进血栓形成。当主动脉瓣存在倾斜时，瓣叶附近黏性剪应力升高，为主动脉瓣发生病变提供了剪应力环境。

在主动脉瓣血流动力学研究中，血液流经瓣叶后在主动脉根部形成收缩射流，并在射流两侧边缘处产生较大的相反速度梯度值，形成正负黏性剪应力，其表征的是流体相邻两层之间瞬时剪切作用，与周围流体作用于血小板、血细胞的体积力相关，与细胞溶血、血栓形成等继发性瓣膜疾病密切相关，在血流动力学相关研究中广泛使用^[49,50]。

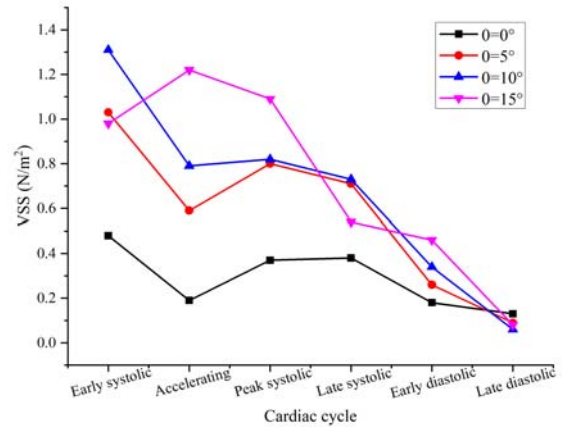


图 15 心动周期内不同倾斜角度时主动脉窦的最大负黏性剪应力分布曲线

Fig.15 Curves of peak negative VSS of the aortic sinus with different tilted angles during cardiac cycle

3 结 论

本文研究了不同主动脉瓣倾斜角度下主动脉瓣下游的血流动力学，分析了倾斜角度对主动脉根部和主动脉窦的速度分布、涡度、黏性剪应力的影响，为临床主动脉瓣置换术提供流体力学参考。研究结果对临床术前规划和术后康复具有重要意义。主要结论如下：

(1) 当 $\alpha=0^\circ$ 时，心动周期内跨瓣血液流动为中心对称流动，峰值期后主动脉窦中血液流动速度先增大后减小，涡旋运动促进瓣叶关闭。 $\alpha=5^\circ$ 、 $\alpha=10^\circ$

和 $\alpha=15^\circ$ 时, 跨瓣血液流动向升主动脉的左冠状动脉一侧倾斜, 使血液冲击升主动脉壁, 容易损伤升主动脉壁面的内皮细胞, 导致血栓形成。同时, 主动脉瓣存在倾斜时也改变了主动脉窦中血液流动状况, 最大血液流动速度随主动脉瓣倾斜角度增大而增大, 涡旋也更向主动脉窦底部运动, 不利于血液从冠状动脉口流出向心肌供血。

(2) 主动脉瓣置换角度存在倾斜时, 由于血液跨瓣流动方向改变, 主动脉根部的高涡度和黏性剪应力区域向升主动脉壁倾斜。主动脉窦的高涡度区域位于主动脉窦底部、高黏性剪应力区域分布于主动脉窦壁面处。

(3) 主动脉瓣存在倾斜角度时, 峰值期涡度和黏性剪应力较大。特别是 $\alpha=10^\circ$ 和 $\alpha=15^\circ$ 时, 主动脉根部的最大涡度分别为 502.24S^{-1} 和 412.35S^{-1} , 最大黏性剪应力分别为 1.86N/m^2 和 1.37N/m^2 , 为血栓形成提供了有利环境, 临床主动脉瓣置换术时应规避。

参考文献

- 1 Clavel M-A, Côté N, Pibarot P. Aortic Stenosis [M]. Heart valve disease. Springer. 2020: 21-46.
- 2 Carabello B A, Alwair H, Nekkanti R. Comprehensive approach to aortic valve disease [M]. Valvular Heart Disease. Springer. 2020: 71-101.
- 3 刘铭泽, 金昌, 冯文韬等. 不同钙化模式对经导管主动脉瓣膜植入效果影响的数值模拟研究[J]. 医用生物力学, 2017(6): 506-512 (Liu Ronghui, Jin Chang, Feng Wentao, et al. The impact of different aortic valve calcification patterns on the outcome of transcatheter aortic valve implantation: A numerical simulation study. Journal of Medical Biomechanics, 2017(6): 506-512 (in Chinese))
- 4 Søndergaard L, Saraste A, Christersson C, et al. The year in cardiology 2017: valvular heart disease [J]. European Heart Journal, 2018, 39(8):650-657.
- 5 Yevtushenko P, Hellmeier F, Bruening J, et al. Surgical aortic valve replacement: are we able to improve hemodynamic outcome? [J]. Biophysical journal, 2019, 117(12): 2324-2336.
- 6 Wollersheim L W, Li W W, De Mol B A. Current status of surgical treatment for aortic valve stenosis [J]. Journal of Cardiac Surgery: Including Mechanical and Biological Support for the Heart and Lungs, 2014, 29(5): 630-637.
- 7 Zhu G Y, Huang H, Su Y L, et al. Numerical Investigation of the Effects of Prosthetic Aortic Valve Design on Aortic Hemodynamic Characteristics[J]. Applied Sciences, 2020, 10(4): 1396.
- 8 Kheradvar A, Groves E M, Dasi L P, et al. Emerging trends in heart valve engineering: part I. Solutions for future [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2015, 43(4): 833-843.
- 9 Chakravarty T, Søndergaard L, Friedman J, et al. Subclinical leaflet thrombosis in surgical and transcatheter bioprosthetic aortic valves: an observational study [J]. Lancet, 2017, 389(10087): 2383-2392.
- 10 Lerakis S, Hayek S S, Douglas P S. Paravalvular aortic leak after transcatheter aortic valve replacement: Current knowledge [J]. Circulation, 2013, 127(3): 397-407.
- 11 John D, Buellfeld L, Yucel S, et al. Correlation of device landing zone calcification and acute procedural success in patients undergoing transcatheter aortic valve implantations with the self-expanding CoreValve prosthesis[J]. JACC: Cardiovascular interventions, 2010, 3(2): 233-243.
- 12 Morganti S, Brambilla N, Petronio A S, et al. Prediction of patient-specific post-operative outcomes of TAVI procedure: The impact of the positioning strategy on valve performance [J]. Journal of Biomechanics, 2016, 49(12):2513-2519.
- 13 Oechtering T H, Sieren M, Schubert K, et al. In vitro 4D flow MRI evaluation of aortic valve replacements reveals disturbed flow distal to biological but not to mechanical valves [J]. Journal of Cardiac Surgery, 2019, 34(12): 1452-1457.
- 14 Ge L, Sotiropoulos F. Direction and magnitude of blood flow shear stresses on the leaflets of aortic valves: is there a link with valve calcification?[J]. Journal of biomechanical engineering, 2010, 132(1).
- 15 Midha P A, Raghav V, Okafor I, et al. The effect of valve-in-valve implantation height on sinus flow [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2016, 45(2): 1-8.
- 16 Groves E M, Falahatpisheh A, Su J L, et al. The effects of positioning of transcatheter aortic valves on fluid dynamics of the aortic root [J]. Asaio Journal, 2014, 60(5): 545-552.
- 17 Toninato R, Salmon J, Susin F M, et al. Physiological vortices in the sinuses of Valsalva: An in vitro approach for bio-prosthetic valves [J]. Journal of Biomechanics, 2016, 49(13): 2635-2643.
- 18 Sherif M A, Abdel-Wahab M, Stöcker B, et al. Anatomic and procedural predictors of paravalvular aortic regurgitation after implantation of the Medtronic CoreValve bioprosthesis[J]. Journal of the American College of Cardiology, 2010, 56(20): 1623-1629.
- 19 Hoda H, Dollery J, Lilly Scott M, et al. Implantation depth and rotational orientation effect on valve-in-valve hemodynamics and sinus flow [J]. Annals of Thoracic Surgery, 2018, 106(1): 70-78.
- 20 Hatoum H, Dollery J, Lilly S M, et al. Sinus Hemodynamics Variation with Tilted Transcatheter Aortic Valve Deployments[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2019, 47(1):75-84.
- 21 Koskinas K C, Chatzizisis Y S, Antoniadis A P, et al. Role of endothelial shear stress in stent restenosis and thrombosis: pathophysiologic mechanisms and implications for clinical translation [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2012, 59(15): 1337-1349.
- 22 Hatoum H, Yousefi A, Lilly S, et al. An In-vitro evaluation of turbulence after transcatheter aortic valve implantation [J]. Journal of Thoracic & Cardiovascular Surgery, 2018, 156(5): 1-12.

- 23 Bark D L, Para A N, Ku D N. Correlation of thrombosis growth rate to pathological wall shear rate during platelet accumulation [J]. *Biotechnology & Bioengineering*, 2012, 109(10): 2642-2650.
- 24 Bailey J, Curzen N, Bressloff N W. The impact of imperfect frame deployment and rotational orientation on stress within the prosthetic leaflets during transcatheter aortic valve implantation [J]. *Journal of Biomechanics*, 2017, 53(Complete): 22-28.
- 25 刘赵淼, 杨刚, 逢燕, 等. 不同心排出量下主动脉瓣血流动力学的 PIV 实验研究[J]. *力学学报*, 2019, 51(6): 1918-1926 (Liu Zhaomiao, Yang Gang, Pang Yan, et al. Experimental study on hemodynamics of aortic valve under varied cardiac output using PIV. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2019, 51(6): 1918-1926(in Chinese))
- 26 Liu Z, Yang G, Nan S, et al. The effect of anastomotic angle and diameter ratio on flow field in the distal end-to-side anastomosis[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2020, 234(4): 377-386.
- 27 Liu Z M, Zhao S W, Li Y, et al. Influence of coronary bifurcation angle on atherosclerosis[J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2019, 35(6):1269-1278.
- 28 Makkar R R, Fontana G, Jilaihawi H, et al. Possible subclinical leaflet thrombosis in bioprosthetic aortic valves[J]. *New England Journal of Medicine*, 2015, 373(21): 2015-2024.
- 29 申峰, 刘赵淼. 显微粒子图像测速技术——微流场可视化测速技术及应用综述[J]. *机械工程学报*, 2012, 48(4): 155-168 (Shen Feng, Liu Zhaomiao. Review on the Micro-particle Image Velocimetry Technique and Applications[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2012, 48(4): 155-168(in Chinese).)
- 30 崔光耀, 潘渤, 高琪等. 沟槽方向对湍流边界层流动结构影响的实验研究[J]. *力学学报*, 2017, 49(6): 1201-1212 (Cui Guangyao, Pan Chong, Gao Qi, cFlow structure in the turbulent boundary layer over directional riblets surfaces. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2017, 49(6): 1201-1212 (in Chinese))
- 31 彭宁宁, 刘志丰, 王连泽. 亚微米颗粒在汇作用下运动机理的实验研究[J]. *力学学报*, 2017, 49(2): 289-298 (Peng Ningning, Liu Zhifeng, Wang Lianze. Experimental study of submicron particles' motion in the effect of particle-sink. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2017, 49(2): 289-298 (in Chinese))
- 32 高天达, 孙姣, 范赢, 等. 基于 PIV 技术分析颗粒在湍流边界层中的行为[J]. *力学学报*, 2019, 51(1):103-110. (Gao Tianda, Sun Jiao, Fan Ying, et al. PIV experimental investigation on the behavior of particles in the turbulent boundary layer. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2019, 51(01):103-110 (in Chinese))
- 33 张鑫, 黄勇, 阳鹏宇, 等. 等离子体激励器诱导射流的湍流特性研究[J]. *力学学报*, 2018, 50(4): 776-786. (Zhang xin, Huang yong, Yang Pengyu, et al. Investigation on the turbulent characteristics of the jet induced by a plasma actuator. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2018, 50(4): 776-786. (in Chinese))
- 34 李国强, 张卫国, 陈立, 等. 风力机叶片翼型动态试验技术研究[J]. *力学学报*, 2018, 50(4): 751-765. (Li Guoqiang, Zhang Weiguo, Chen Li, et al. Research on dynamic test technology for wind turbine blade airfoil. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2018, 50(4): 751-765. (in Chinese))
- 35 王殿恺, 文明, 王伟东, 等. 脉冲激光与正激波相互作用过程和减阻机理的实验研究[J]. *力学学报*, 2018, 50(6): 1337-1345. (Wang Dianming, Wen Ming, Wang Weidong, et al. (Experimental study on process and mechanisms of wave drag reduction during pulsed laser interacting with normal shock, *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2018, 50(6): 1337-1345. (in Chinese))
- 36 Yap C H, Saikrishnan N, Tamilselvan G, et al. Experimental technique of measuring dynamic fluid shear stress on the aortic surface of the aortic valve leaflet[J]. *Journal of biomechanical engineering*, 2011, 133(6).
- 37 Keshavarz-Motamed Z, Garcia J, Gaillard E, et al. Effect of coarctation of the aorta and bicuspid aortic valve on flow dynamics and turbulence in the aorta using particle image velocimetry [J]. *Experiments in Fluids*, 2014, 55(3): 1-16.
- 38 Salica A, Pisani G, Morbiducci U, et al. The combined role of sinuses of Valsalva and flow pulsatility improves energy loss of the aortic valve [J]. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 2016, 49(4): 1222-1227.
- 39 Tango A M, Salmonsmith J, Ducci A, et al. Validation and extension of a fluid-structure interaction model of the healthy aortic valve [J]. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 2018, 9(4): 739-751.
- 40 Yin W, Shanmugavelayudam S K, Rubenstein D A. The effect of physiologically relevant dynamic shear stress on platelet and endothelial cell activation [J]. *Thrombosis research*, 2011, 127(3): 235-241.
- 41 Calderan J, Mao W, Sirois E, et al. Development of an In vitro model to characterize the effects of transcatheter aortic valve on coronary artery flow [J]. *Artificial Organs*, 2015, 40(6): 612-619.
- 42 Fung Y C. *Blood Flow in Arteries* [M]. Edward Arnold, 1974.
- 43 Hatoum H, Dollery J, Lilly S M, et al. Impact of patient-specific morphologies on sinus flow stasis in transcatheter aortic valve replacement: an in vitro study[J]. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 2019, 157(2): 540-549.
- 44 Forleo M, Dasi L P. Effect of hypertension on the closing dynamics and lagrangian blood damage index measure of the B-Datum Regurgitant Jet in a bileaflet mechanical heart valve[J]. *Annals of biomedical engineering*, 2014, 42(1): 110-122.
- 45 Bellofiore A, Donohue E M, Quinlan N J. Scale-up of an unsteady flow field for enhanced spatial and temporal resolution of PIV measurements: application to leaflet wake flow in a mechanical heart valve[J]. *Experiments in fluids*, 2011, 51(1): 161-176.
- 46 Saw S N, Dawn C, Biswas A, et al. Characterization of the in vivo wall shear stress environment of human fetus umbilical arteries and veins [J]. *Biomechanics & Modeling in Mechanobiology*, 2016, 16(1): 197-211.

47 Weinberg E J, Mack P J, Schoen F J, et al. Hemodynamic Environments from Opposing Sides of Human Aortic Valve Leaflets Evoke Distinct Endothelial Phenotypes In Vitro [J]. Cardiovascular Engineering, 2010, 10(1): 5-11.

48 Hatoum H, Moore B L, Maureira P, et al. Aortic sinus flow stasis likely in valve-in-valve transcatheter aortic valve implantation [J]. Journal of Thoracic & Cardiovascular Surgery, 2017, 154(1): 32-43.

49 Yap C H, Saikrishnan N, Tamilselvan G, et al. The congenital bicuspid aortic valve can experience high-frequency unsteady shear stresses on its leaflet surface[J]. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2012, 303(6): H721-H731.

50 Gunning P S, Saikrishnan N, McNamara L M, et al. An in vitro evaluation of the impact of eccentric deployment on transcatheter aortic valve hemodynamics[J]. Annals of biomedical engineering, 2014, 42(6): 1195-1206.