

不同生理条件下主动脉双叶机械心脏瓣膜血流动力学分析

强彦^{1,2}, 张民祖^{1,2}, 段天赐^{1,2}, 祁亮³

1. 兰州理工大学能源与动力工程学院, 甘肃 兰州 730050; 2. 兰州理工大学特种泵阀及流控系统教育部重点实验室, 甘肃 兰州 730050; 3. 兰州大学第一医院心血管外科, 甘肃 兰州 730000

【摘要】采用计算流体力学方法对不同生理条件下主动脉位置双叶机械心脏瓣膜下游的速度分布、涡演化、粘性剪切应力、雷诺剪切应力进行研究。收缩期峰值时,运动状态下血液射流较其他两种生理状态下更为强烈,最大血液流速为2.1 m/s。对于涡演化的分析表明3种生理状态下剪切层是比较明显的流动特征,在收缩期峰值时,血液与主动脉窦作用较为强烈。对于粘性剪切应力,当瓣叶完全打开时,瓣叶在瓣膜区阻碍了血液流过瓣膜,血流与瓣叶之间的相互作用导致了较高的剪切应力,3种生理状态下,观察到的最大粘性剪应力小于8 N/m²。3种生理状态下观察到最大的雷诺剪切应力为700 N/m²。本研究有助于为临床手术瓣膜选择以及术后康复提供理论依据。

【关键词】双叶机械心脏瓣膜;血流动力学;计算流体力学;涡演化;粘性剪切应力;雷诺剪切应力

【中图分类号】R318;O368

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)10-1281-08

Hemodynamic analysis of aortic bileaflet mechanical heart valve under different physiologic conditions

QIANG Yan^{1,2}, ZHANG Minzu^{1,2}, DUAN Tianci^{1,2}, QI Liang³

1. College of Energy and Power Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China; 2. Key Laboratory of Advanced Pumps, Valves and Fluid Control System of the Ministry of Education, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China; 3. Department of Cardiovascular Surgery, the First Hospital of Lanzhou University, Lanzhou 730000, China

Abstract: The velocity distribution, vortex evolution, viscous shear stress distribution and Reynolds shear stress distribution downstream of the aortic bileaflet mechanical heart valve are investigated under different physiological conditions using computational fluid dynamics method. At peak systole, the blood jet is more intense in the exercise state than in the other two states, with a maximum blood flow rate of 2.1 m/s. The analysis on vortex evolution shows that the shear layer is the obvious flow feature in the 3 physiological states and that the blood interacts more strongly with the aortic sinus at peak systole. For viscous shear stress, when the valve leaflets are fully open, the leaflets impede blood flow across the valve in the valvular region. The interaction between the blood flow and the valve leaflets results in high shear stress, and the maximum viscous shear stress observed in the 3 physiologic states is less than 8 N/m². The maximum Reynolds shear stress observed in the 3 physiologic states is 700 N/m². The study provides a theoretical basis for surgical valve selection and postoperative rehabilitation.

Keywords: bileaflet mechanical heart valve; hemodynamics; computational fluid dynamics; vortex evolution; viscous shear stress; Reynolds shear stress

前言

心脏瓣膜狭窄是一种常见的瓣膜性疾病^[1-2],导致瓣膜开度减小,并可能引发致命的并发症^[3-4]。血

流从左心室流向主动脉的单向流动是由主动脉瓣调节的^[5],当瓣膜发生病变无法手术修复时,就要采用换瓣的治疗方式。目前临床使用的人工心脏瓣膜可以分为机械瓣和生物瓣^[6-7],由于它们各有长处,因此,临床一般根据患者的具体情况决定使用哪种瓣膜^[8]。Yoganathan等^[6]对2 533例接受机械瓣或生物瓣换瓣手术的患者进行为期20年的研究,结果表明使用两种不同瓣膜的患者存活率并无显著差异,不同之处在于,植入机械瓣的患者抗凝血出血的风险

【收稿日期】2024-05-10

【基金项目】国家自然科学基金(51966010)

【作者简介】强彦,副教授,研究方向:流体测量与控制、微纳尺度多相流场计算与测量,E-mail: 20070046@lut.edu.cn

较高,而生物瓣膜患者再次手术的风险较高,机械瓣因其耐久性仍然在临床中被广泛应用。

心脏瓣膜下游血流动力学特性对血液并发症和血液输运具有重要影响,使用计算流体动力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)分析心脏瓣膜血流动力学可获得更详细的流场细节特征,有助于解释临床现象和支持治疗决策^[9-15]。然而,由于早期计算机的计算能力有限,许多研究是对固定瓣叶进行流场分析^[16]或使用二维模型进行计算^[17];有些研究即使分析了三维流动,但其使用对称性来构造模型^[18],网格比较粗糙(少于10万个网格节点),由于模型的限制,某些涡旋结构无法形成。Dasi等^[19]使用从实验中提取到的瓣叶运动数据来规定其运动,对血液流动的涡动力学进行详细的描述,并与类似的实验进行比较。Auricchio等^[20]建立一个双叶主动脉瓣的三维有限元模型,利用影像技术得到主动脉根部几何数据。有研究表明主动脉位置的双叶机械瓣膜(Bileaflet Mechanical Heart Valve, BMHV)在打开阶段呈现出非对称运动,其高应力场分布相比天然主动脉瓣更多。James等^[18]通过分析血液流经正常和故障双叶机械心脏瓣膜来预测溶血,利用血液中涡流的数量和表面积来预测红细胞的溶血量,结果表明瓣叶前缘的应力可能导致亚溶血性损伤。Zhang等^[21]搭建脉动流试验台,使用粒子图像测速(Particle Image Velocimetry, PIV)技术研究发现心排量对流经BMHV的血液有强烈的影响。Yeh等^[5]分析了不同红细胞比容情况下BMHV的血流动力学特性,并进行PIV实验验证,结果表明由于红细胞比容不同,导致不同红细胞比容的剪切应力分布在整个心动周期中,机械瓣的结构应力也受血流中剪应力分布的影响;这项研究表明通过BMHV的流动非常复杂。要了解通过BMHV的血流流动特性,需要建立真实的主动脉及瓣膜三维模型,结合实验提取的真实瓣叶运动过程数据,从而进行数值模拟,得到更为精细的流场信息。

尽管人工心脏瓣膜设计取得重大进展,但目前所有的BMHV设计都面临着严重的并发症,包括血栓形成、组织过度生长等,导致这些并发症的确切原因尚不清楚,但人们认为这些并发症与机械瓣膜导致的复杂血流动力学和湍流剪应力水平升高密切相关,这些较高湍流剪应力是植入机械瓣膜后非生理性血流状态引起的。因此,为进一步改进BMHV的设计,有必要研究和了解它们在不同生理条件下所引起的复杂血流动力学特性。机械心脏瓣膜植入人体后,因为人体的不同生理状态,其血流流场模式也会发生改变,因此,本研究分析不同生理状态下

BMHV下游的血流动力学,所得结果有助于临床手术瓣膜选择以及为术后康复提供理论依据。

1 数值模拟方法

1.1 控制方程

本研究使用大涡模拟湍流模型,对于不可压缩流体,滤波处理后的瞬态控制方程为:

$$\frac{\partial \bar{u}_j}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + \frac{\partial (\bar{u}_i \bar{u}_j)}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\nu \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} \right) - \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (2)$$

其中, \bar{u}_i, \bar{u}_j 表示过滤后的速度, \bar{p} 代表滤波后的压力, x_i, x_j 表示流体的位置, t 为时间, ρ 和 ν 分别为介质的密度和运动粘性, τ_{ij} 为亚格子应力:

$$\tau_{ij} = \overline{u_i u_j} - \bar{u}_i \bar{u}_j \quad (3)$$

其中, $\overline{u_i u_j}$ 表示湍流过滤后附加应力张量。本研究采用的亚格子模型为壁面自适应局部涡粘模型。

1.2 模型及数值方法

由医学影像数据建立主动脉段的三维模型,其中包括主动脉窦的真实形状,装配了BMHV的三维模型如图1a所示,各段几何尺寸为:入口段长30 mm,出口段长267 mm,入口段和出口段的内径都为25 mm,主动脉窦最大内径40 mm;所装配的BMHV为目前临床使用的一种产品,瓣环高度7.5 mm,瓣叶直径21.6 mm,厚度1 mm,自由旋转角度,俯视图如图1b所示。在入口和出口边界处施加与真实生理条件相同的压力变化^[22]。共计算3个心动周期,取第3个周期的数据作为最终结果。采用商用CFD软件Fluent 2021 R1对心脏收缩期进行非定常模拟,时间步长为0.1 ms,每步迭代25次。血液密度设为 $\rho = 1080 \text{ kg/m}^3$ 。根据广义Carau-Yasuda模型,血液粘度为 $0.0035 \text{ kg/(m}\cdot\text{s)}$ 。3种生理状态下峰值雷诺数分别为4937、7714、9874;通过用户自定义函数读取瓣叶运动曲线,在Flunet动网格中设置Remeshing相关参数,进行数值模拟。

1.3 网格无关性验证

本研究主要分析BMHV及其下游的血流动力学性能,在入口段和部分出口段设置网格尺寸稍大,网格最大长度为0.4 mm,在瓣叶活动区域及主动脉窦附近,将网格细化,网格最大长度为0.2 mm,交界面处,在网格划分软件中,设置面网格最大长度为0.2 mm,逐渐过渡到0.4 mm,以保证计算精度,防止数据丢失,网格划分示意图如图2a所示。使用Fluent进行求解计算时,网格大小对最终的仿真结果会产生直接影响,如果对网格进行加密,数值解将逐步收敛,最终得到精确解,但是当网格数量过多时,时间

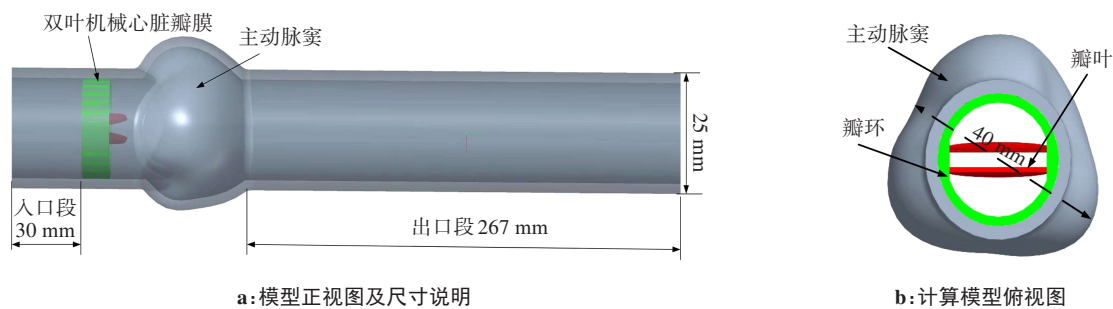


图1 计算模型示意图

Figure 1 Schematic diagram of the computational model

成本也会随之上升,严重消耗计算资源^[23],所以,在兼顾计算成本以及仿真精度的前提下,需要确定一个合适的网格数量范围。利用大涡模拟模型时需要高质量的网格,最重要的是 $y^+ \leq 1$ (y^+ 表示到壁面处的无量纲距离)^[24]。进行网格无关性验证时,保证壁面

第一层网格高度 y_1^+ (壁面第一层网格高度)不变,设置4种尺寸不同的网格,网格1、2、3、4分别设置大约60万、172万、201万和360万的网格单元数。如图2b所示,从心室流经主动瓣血液的平均速度表明网格3和4的结果相似。因此,选择网格3作为优化网格。

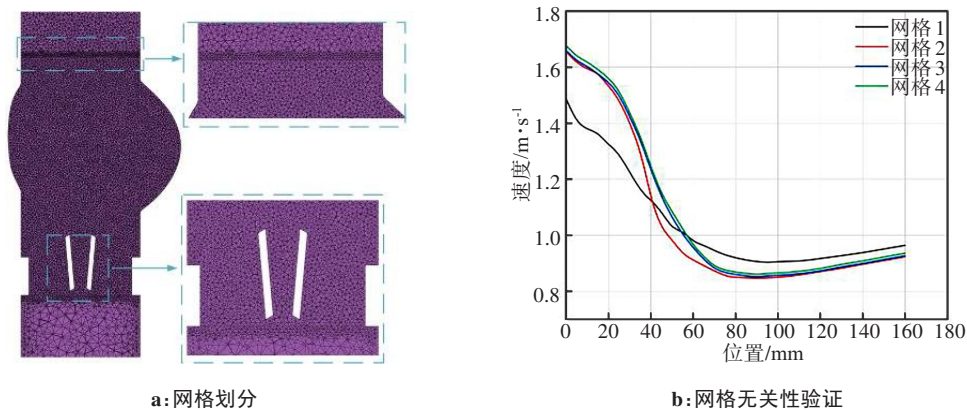


图2 网格划分示意图以及网格无关性验证

Figure 2 Schematic diagram of meshing and verification of mesh-independence

1.4 计算结果验证

使用PIV实验验证数值模拟结果的准确性,在健康生理状态下,对PIV数据采集平面的粒子速度进行分析。数值模型和实验模型在相同的条件下进行,包括相同的几何形状以及流体性质。验证血液流速的位置选择在主动脉窦开始和结束处。从全开瓣叶的底部测量,如图3a所示,这些位置距瓣叶叶尖9、28 mm(位置1、2)。在健康生理状态下,分别计算收缩期峰值PIV拍摄平面位置1、2处的速度分布曲线,将数值结果与实验结果对比,如图3b、c所示。两个位置流速分布的总体差异为8.1%,范围在10%(位置2)到20%(位置1)之间。同时,分析数值模拟结果发

现,主动脉窦内收缩期血流峰值分布与Li等^[25]的研究在数值范围上基本一致。因此,可以得出本研究数值模拟的结果与实验结果具有很好的一致性。

分析不同生理状态下BMHV的血流动力学特性,所有数据都来自一个心动收缩期的4个特征瞬间,这些特征瞬间由图4中流量曲线上的黑点表示(以健康生理状态为例):i时刻为收缩初期,左心室开始收缩,主动脉瓣瓣叶由于压力差逐渐开启,血液开始从左心室经主动脉瓣流入主动脉;ii时刻为收缩加速期,左心室收缩过程加剧,主动脉瓣完全开启;iii时刻为收缩峰值期,主动脉瓣瓣叶完全开启,血液流速达到峰值;iv时刻为收缩结束,主动瓣膜闭合。

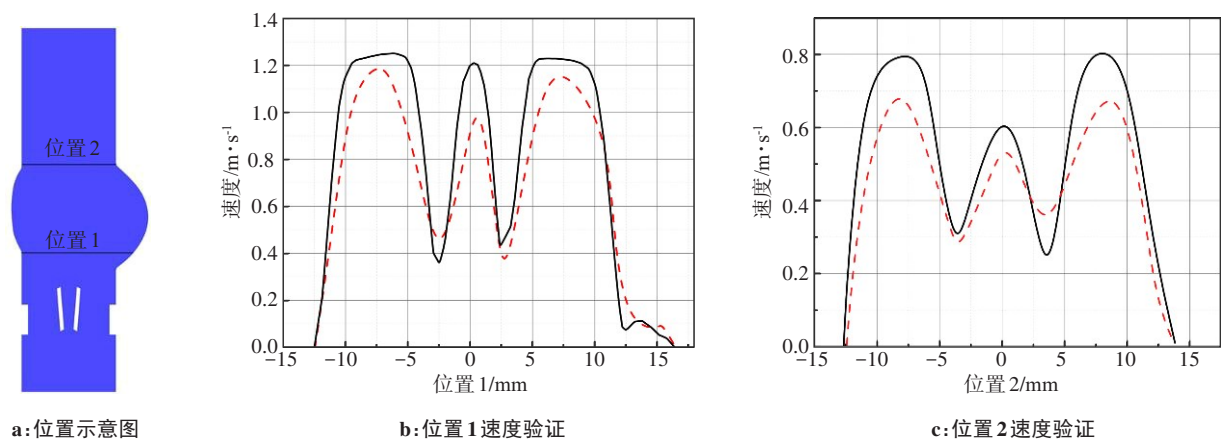


图3 速度验证位置选取示意图,位置1及2的速度验证

Figure 3 Schematic of velocity validation position selection and velocity validation of positions 1 and 2

黑色实线为数值模拟结果,红色虚线为PIV实验结果

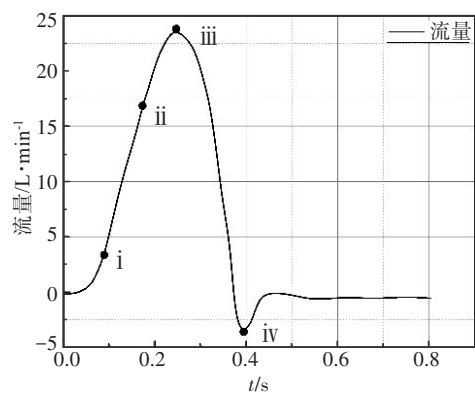


图4 左心室收缩期特征时刻

Figure 4 Characteristic moments of left ventricular systole

2 结果与讨论

2.1 速度分布

如图5所示,对3种生理状态下通过BMHV的速度分布在左心收缩期内4个代表性阶段进行说明。收缩期开始阶段,主动脉瓣瓣叶开始打开,瓣口处出现血液流动,上一周期无序的血液分布逐渐被冲走。收缩加速阶段,运动生理状态下左侧、中间及右侧的射流速度分别为1.10、1.00、1.08 m/s。在收缩加速阶段,3个孔射流都具有双剪切层的特征:与瓣环分离的外剪切层和源自瓣叶尖端的内剪切层。血液流过主动脉瓣时形成中心对称流动,并向主动脉瓣下游进一步流动,瓣叶开口角度直接影响血液射流的方向。进入收缩期峰值,当两个瓣叶完全打开时,3种生理状态下都可以观察到典型的3孔射流结构,其中包含两个射流较强的侧孔和一个射流较弱的中间孔,在运动生理状态下,血液最大流速为2.1 m/s,血液射流发展的更远,健康生理状态下,血液最大流速为1.25 m/s,心衰生理状态下,血液最大

流速为0.8 m/s,该阶段瓣叶打开角度相较于水平轴为85°。随着收缩期峰值结束进入收缩减速阶段直至心室收缩结束,瓣叶开始关闭,限制开口面积,中心射流结构消失,在主动脉中心线附近,在两个外周射流之间和主动脉窦的下游,形成一个清晰的再循环区^[26]。收缩期结束,由于瓣叶完全关闭,血液流动变得无序,BMHV出现血流反流的现象,具体表现为血液流向心室,3种生理状态下都可以观察到反流现象,特别在心衰情况下,反流似乎更为强烈,反流的血液射流是由瓣叶铰链周围的开口产生的,射流从瓣膜的中心线向外。BMHV被有意设计成通过铰链产生强烈的反流射流,以避免铰链内部和周围可能形成血栓^[27]。

2.2 涡演化

图6是左心收缩期内不同时刻不同生理状态下血液流动中的涡演化,选取的时刻为第三个心室收缩期。在收缩期初始阶段,存在着一些随机分布涡旋结构,这些涡旋结构实际是上一个周期遗留下来衰减的涡结构,这种无序的涡结构,3种状态的起始阶段都可以观察到,没有明显的区别。进入收缩期加速阶段,收缩期开始阶段,杂乱无章的弱涡旋结构迅速被血液冲走,两个瓣叶被血液向下游方向冲开,形成典型的三射流结构,从收缩加速阶段可以看出,强烈的血液射流从两个侧孔输出。随着血液流速的增加,在瓣环边缘,与血液分离相对应的剪切层被卷成一个环状结构,并向窦壁扩散。随着加速阶段的继续进行,主动脉窦中的涡环进一步向窦区末端的下游移动,其强度不断增加,与窦壁边界层的相互作用也随之加强并变得更复杂。在收缩期峰值,剪切层仍然是比较清晰的血液流动特征,在瓣叶运动和三通道内强射流的共同作用下,瓣叶表面附近的流动演化为弱涡流动,在这一阶段,强射流区和弱涡区

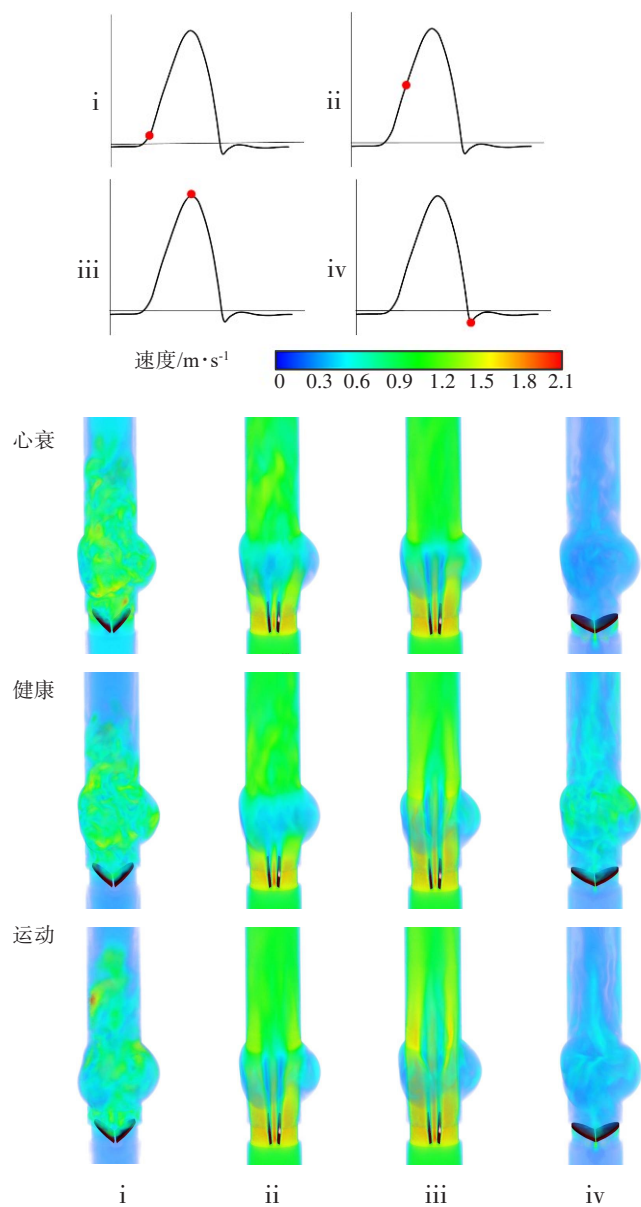


图5 不同生理状态下不同特征时刻速度分布示意图
Figure 5 Schematic representations of velocity distributions at different characteristic moments in different physiological states

之间存在较大的速度梯度,这表明在瓣叶完全打开时,在瓣叶内表面附近的区域是血栓栓塞和溶血发生的潜在高危区域。收缩期峰值时,在运动生理状态下,射流更为强烈,在图5中可以清楚地看到血流顺着瓣环流动与主动脉窦之间强烈的相互作用。随着收缩期峰值阶段结束,瓣叶下游的血液流动迅速过渡到混乱和高度无序的状态,这种无序和混乱的流动状态将要持续到下一个收缩期开始。收缩期结束,3种生理状态下,只有在主动脉窦附近和瓣叶下游的尾流区域才能看到涡的连贯结构,但随着主动脉窦区和瓣叶下游的涡结构开始分解成瓣叶下游的小尺度湍流,其连贯性将逐渐减弱,由多个小尺度涡流和复杂的涡旋相互作用主导,这种类似湍流的混

沌状态衰减非常缓慢,在瓣膜关闭后仍存在并持续到新的心动周期开始,如前所述,它们会被血液迅速冲走,同时在收缩期结束阶段,产生回流现象,有研究认为中间孔的回流似乎是瓣叶关闭的主要驱动力。

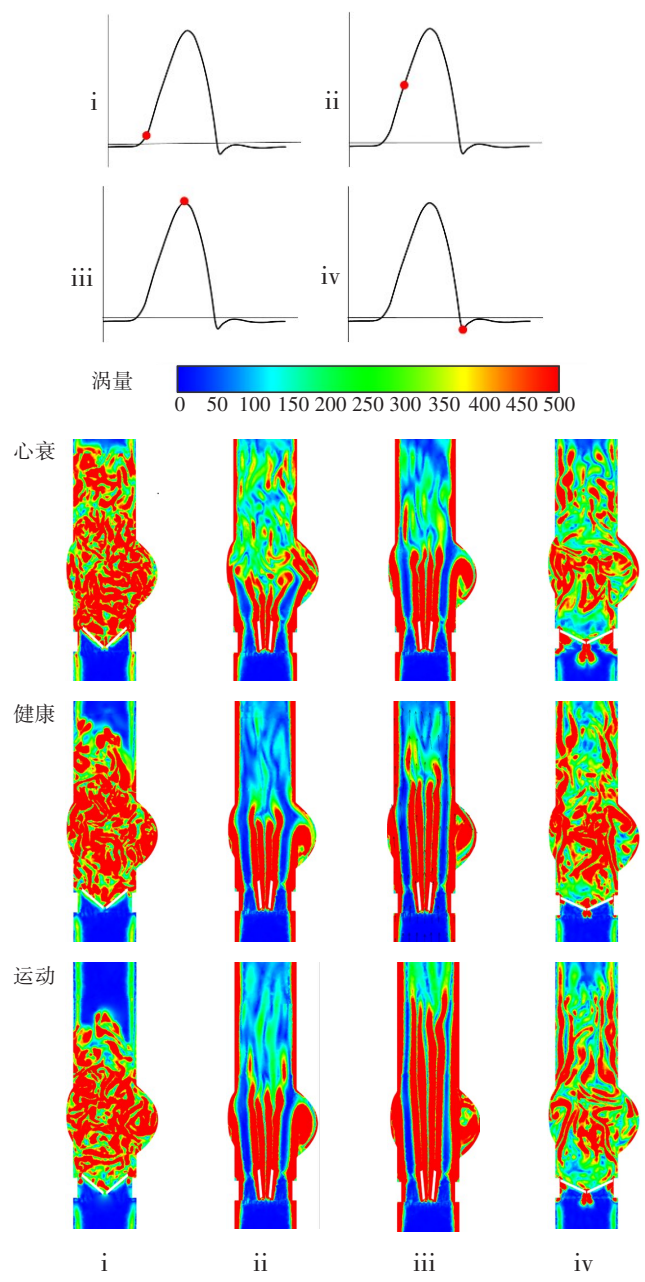


图6 不同生理状态下不同特征时刻涡演化示意图
Figure 6 Schematic representations of vortex evolution at different characteristic moments in different physiological states

2.3 粘性剪切应力 (Viscous Shear Stress, VSS)

BMHV 中血液流动的真实力学环境可以通过 VSS 进行量化^[28]。收缩期开始时,瓣膜下游的流动主要是微弱的、衰减的“湍流”,其特征是许多混乱的、看似随机的漩涡,这些涡流是瓣膜在前一个心动

周期中产生的残余湍流(图7)。当瓣叶打开时,这些涡流相互作用,收缩期开始时,3种状态下,在瓣叶下游,VSS的分布较为无序,VSS的最大值接近 1.8 N/m^2 。进入收缩期加速阶段,3种状态的VSS都很小,观测到的峰值小于 2.5 N/m^2 。随着血液流速增大,VSS开始增大,特别是在两个瓣叶和瓣环边缘之后的剪切层区域中观察到相对较高的VSS。然而,VSS的总体强度仍然很低,峰值不超过约 4 N/m^2 。在峰值流动状态下,测量到的VSS的最大值约为 8 N/m^2 ,相对较大的VSS只在两个瓣叶产生的4个剪切层以及瓣环边缘观察到。整个收缩期中,在瓣叶下游,VSS小于 8 N/m^2 ,这样的VSS不足以对红细胞造成损伤,但对血小板有潜在的损害,这与临床的发现是一致的,即凝血的发生频率远高于溶血,进入收缩期减速阶段VSS的分布更混乱和无序,然而,VSS的最大值与早期没有显著差异。

VSS的总体水平不足以引起红细胞损伤,但可能损害血小板。在整个心动周期中观察到的最大瞬时VSS小于 8 N/m^2 。本研究仅限于BMHV下游的流动,没有考虑BMHV内可能仍然有潜在的其他区域(如铰链间隙和泄漏射流),这些区域可能对血液产生危害。在回流阶段,可以预见的是在瓣叶铰链的微小间隙会出现非常高的剪切力,甚至可能达到诱导红细胞损伤的阈值。

2.4 雷诺剪切应力(Reynolds Shear Stress, RSS)

RSS已被确立为评价BMHV设计血流动力学性能的重要指标,通常需要最小化RSS来优化BMHV的血流动力学性能。在早期开启阶段,RSS分布同样是无序的,但是数值上非常大,3种生理状态下,峰值都在 90 N/m^2 附近,没有明显的差别(图8)。进入收缩期加速阶段,血流流速逐渐增大,3种生理状态下,RSS的幅值都显著增大,在瓣叶的尾流以及中间孔都检测到较大的RSS,心衰生理状态下,RSS的峰值约为 200 N/m^2 ,健康生理状态下,RSS的峰值约为 250 N/m^2 ,运动生理状态下,RSS的峰值约为 280 N/m^2 。到达收缩期峰值时,血流流速达到心动周期流速的最大值,在两个瓣叶和瓣膜外壳边缘之后的剪切层区域以及主动脉窦中观察到较高剪应力峰值,心衰生理状况下,RSS的最大值为 300 N/m^2 ,健康生理状态下,RSS的最大值 400 N/m^2 ,运动状态下,RSS的最大值 700 N/m^2 。随着收缩期峰值结束,RSS的分布变得无序。Ge等^[29]研究发现只考虑RSS的大小并不能解释RSS对血液成分的损害,应结合VSS对血液损伤进行分析。

3 结 论

采用三维数值模型分析不同生理状态下主动脉

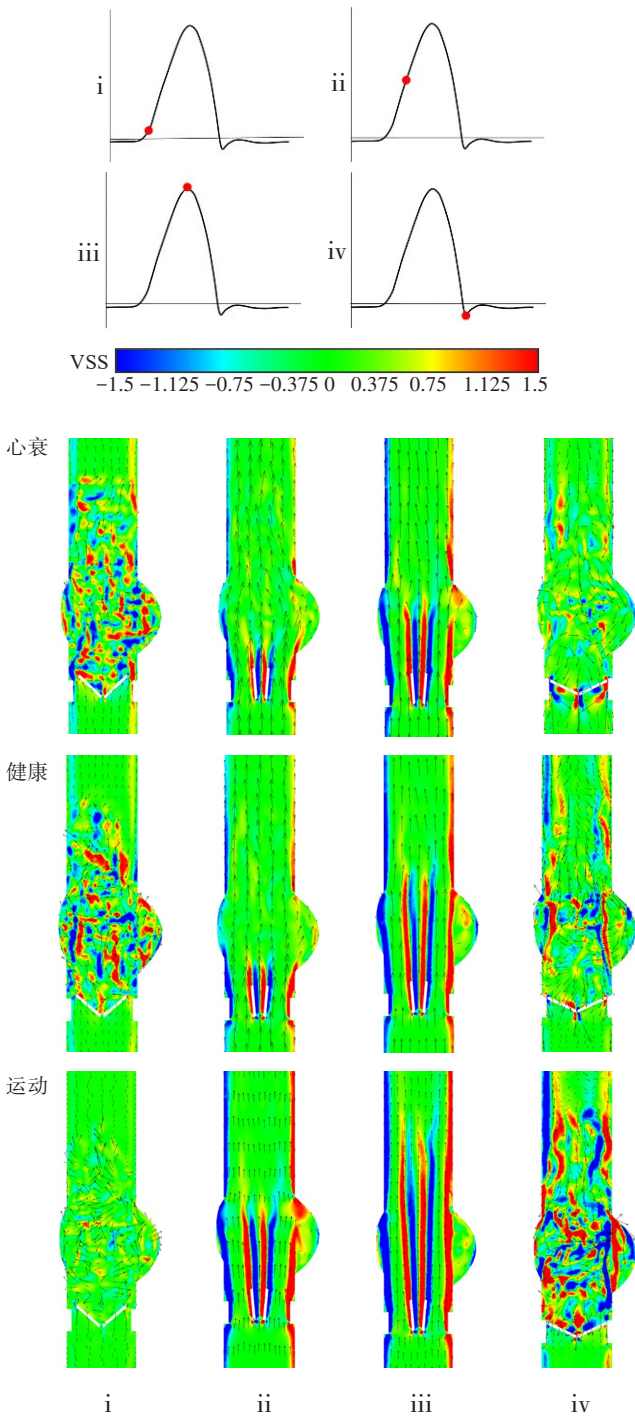


图7 不同生理状态下不同特征时刻VSS分布,速度矢量叠加在图中
Figure 7 Distribution of viscous shear stresses at different characteristic moments in different physiological states, with velocity vectors superimposed on the plot

BMHV的血流动力学性能,包括心室收缩期不同特征时刻的血液流速、涡演化、VSS以及RSS,并在数值模拟之前通过实验结果验证数值模拟结果的准确性。数值模拟结果表明当左心室处于收缩期峰值时,运动生理状态下,血液峰值流速达到 2.1 m/s ,在健康生理状态下,血液峰值流速约为 1.25 m/s ,心衰生理状态下,血液峰值流速约为 0.8 m/s ,主动脉窦可

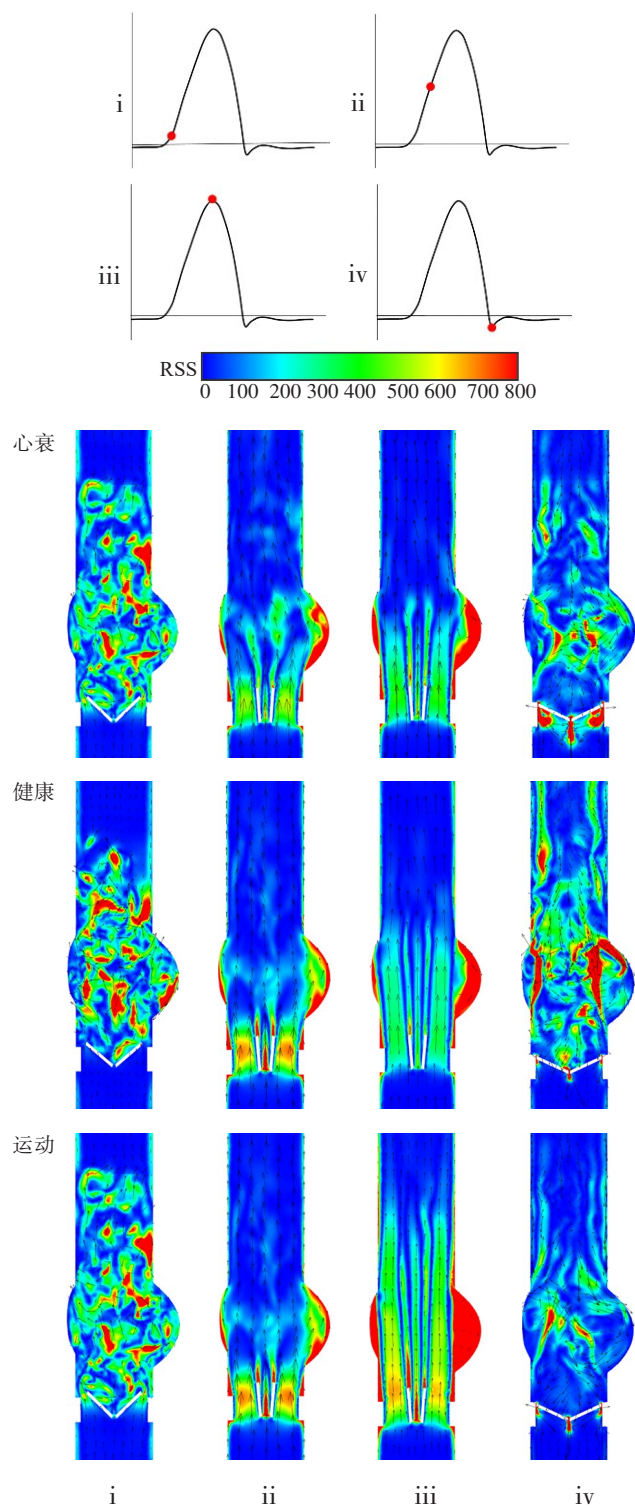


图8 不同生理状态下不同特征时刻RSS分布,速度矢量叠加在图中

Figure 8 Distribution of Reynolds shear stresses at different characteristic moments in different physiological states, with velocity vectors superimposed on the plot

以减缓血液流速,这与实验结果基本一致。在收缩期结束时,3种生理状态下都可以检测到血液反流。对于涡演化的分析表明,BMHV中血液的流动是由瓣膜大尺度几何形状以及血液流动的脉动性决定的。通过对VSS进行分析,3种状态下最大VSS水平

远低于对红细胞造成损伤的VSS,但接近实验确定的血小板损伤阈值,约10 N/m²,这一发现与临床基本一致,临床结果表明植入BMHV最可能的并发症是凝血而不是溶血。3种生理状态下,较大的VSS都出现在瓣环周围及瓣叶下方的主动脉窦附近,这说明植入BMHV后确实导致血液不自然的流动。对RSS的分析表明,在运动生理状态下,最大的RSS为700 N/m²。

【参考文献】

[1] 孙成法,王新沛,刘常春. 基于心音特征的早期心脏瓣膜病检测方法[J]. 生物医学工程杂志, 2023, 40(6): 1160-1167.
Sun CF, Wang XP, Liu CC. Detection method of early heart valve diseases based on heart sound features[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2023, 40(6): 1160-1167.

[2] 刘赵森,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 ZM, Yang G, Pang Y, et al. Experimental study on hemodynamics of aortic valve under varied cardiac output using PIV[J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2019, 51(6): 1918-1926.

[3] 侯倩文,刘桂梅,刘宁,等. 主动脉根部扩张情况下窦部直径对瓣膜开闭性能的影响[J]. 生物医学工程杂志, 2019, 36(5): 737-744.
Hou QW, Liu GM, Liu N, et al. Effect of sinus diameter on the opening and closing performance of aortic valve under the expansion of aortic root[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2019, 36(5): 737-744.

[4] 李慧,潘友联,乔爱科,等. 瓣膜高度对移植主动脉瓣开闭性能的影响[J]. 生物医学工程杂志, 2019, 36(2): 199-205.
Li H, Pan YL, Qiao AK, et al. Influence of valve height on the opening/closure performance of transplanted aortic valve[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2019, 36(2): 199-205.

[5] Yeh HH, Barannyk O, Grecov D, et al. The influence of hematocrit on the hemodynamics of artificial heart valve using fluid-structure interaction analysis[J]. Comput Biol Med, 2019, 110: 79-92.

[6] Yoganathan AP, He ZM, Casey Jones S. Fluid mechanics of heart valves[J]. Annu Rev Biomed Eng, 2004, 6: 331-362.

[7] Qiang Y, Duan TC, Zhang MZ, et al. Impact of bileaflet mechanical heart valve leaflet dysfunction on left ventricular blood flow: an experimental study[J]. Phys Fluids, 2023, 35(9): 091909.

[8] Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, et al. 2017 AHA/ACC focused update of the 2014 AHA/ACC guideline for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association task force on clinical practice guidelines[J]. J Am Coll Cardiol, 2017, 70(2): 252-289.

[9] Halevi R, Hamdan A, Marom G, et al. Fluid-structure interaction modeling of calcific aortic valve disease using patient-specific three-dimensional calcification scans[J]. Med Biol Eng Comput, 2016, 54(11): 1683-1694.

[10] Piatti F, Sturla F, Marom G, et al. Hemodynamic and thrombogenic analysis of a trileaflet polymeric valve using a fluid-structure interaction approach[J]. J Biomech, 2015, 48(13): 3641-3649.

[11] Yun BM, Dasi LP, Aidun CK, et al. Computational modelling of flow through prosthetic heart valves using the entropic lattice-Boltzmann method[J]. J Fluid Mech, 2014, 743: 170-201.

[12] Kadhim SK, Nasif MS, Al-Kayiem HH, et al. Computational fluid dynamics simulation of blood flow profile and shear stresses in bileaflet mechanical heart valve by using monolithic approach[J]. Simulation, 2018, 94(2): 93-104.

[13] Zhou F, Cui YY, Wu LL, et al. Analysis of flow field in mechanical aortic bileaflet heart valves using finite volume method[J]. J Med Biol Eng, 2016, 36(1): 110-120.

[14] Su BY, Kabinejadian F, Phang HQ, et al. Numerical modeling of intraventricular flow during diastole after implantation of BMHV[J]. PLoS One, 2015, 10(5): e0126315.

[15] Yun BM, McElhinney DB, Arjunon S, et al. Computational simulations of flow dynamics and blood damage through a bileaflet mechanical heart valve scaled to pediatric size and flow[J]. J Biomech, 2014, 47(12): 3169-3177.

- [16] Ge L, Leo HL, Sotiropoulos F, et al. Flow in a mechanical bileaflet heart valve at laminar and near-peak systole flow rates: CFD simulations and experiments [J]. J Biomech Eng, 2005, 127(5): 782-797.
- [17] Bluestein D, Li YM, Krukenkamp IB. Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques[J]. J Biomech, 2002, 35(12): 1533-1540.
- [18] James ME, Papavassiliou DV, O'Rear EA. Use of computational fluid dynamics to analyze blood flow, hemolysis and sublethal damage to red blood cells in a bileaflet artificial heart valve[J]. Fluids, 2019, 4(1): 19.
- [19] Dasi LP, Ge L, Simon HA, et al. Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta[J]. Phys Fluids, 2007, 19(6): 067105.
- [20] Auricchio F, Conti M, Demertzis S, et al. Finite element analysis of aortic root dilation: a new procedure to reproduce pathology based on experimental data[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011, 14(10): 875-882.
- [21] Zhang RH, Zhang Y. An experimental study of pulsatile flow in a compliant aortic root model under varied cardiac outputs[J]. Fluids, 2018, 3(4): 71.
- [22] 强彦, 张庆, 祁亮, 等. 心脏脉动流模拟驱动电机设计与控制方法研究[J]. 微电机, 2023, 56(9): 26-32.
Qiang Y, Zhang Q, Qi L, et al. Research on the design and control method of cardiac pulsating flow analog drive motor[J]. Micromotors, 2023, 56(9): 26-32.
- [23] 郑秋亚, 王宝圆. 网格密度对流场解的影响[J]. 航空计算技术, 2000, 30(4): 13-16.
Zheng QY, Wang BY. The influence of grid density to flow field solution[J]. Aeronautical Computing Technique, 2000, 30(4): 13-16.
- [24] Salim SM, Cheah SC. Wall y+ strategy for dealing with wall-bounded turbulent flows[C]//Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists 2009. Hong Kong: International Association of Engineers, 2009: 2165-2170.
- [25] Li CP, Lo CW, Lu PC. Estimation of viscous dissipative stresses induced by a mechanical heart valve using PIV data[J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(3): 903-916.
- [26] Simon HA, Ge L, Borazjani I, et al. Simulation of the three-dimensional hinge flow fields of a bileaflet mechanical heart valve under aortic conditions[J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(3): 841-853.
- [27] Gunning PS, Saikrishnan N, McNamara LM, et al. An *in vitro* evaluation of the impact of eccentric deployment on transcatheter aortic valve hemodynamics[J]. Ann Biomed Eng, 2014, 42(6): 1195-1206.
- [28] Falahatpisheh A, Kheradvar A. High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics *in vitro*: from performance to validation[J]. Eur J Mech B Fluids, 2012, 35: 2-8.
- [29] Ge L, Dasi LP, Sotiropoulos F, et al. Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs. viscous stresses[J]. Ann Biomed Eng, 2008, 36(2): 276-297.

(编辑:谭斯允)