

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.10.018

生物力学与材料

血液流体设备高剪切应力内流特性与能量熵产损失

喻哲钦¹, 王杰¹, 王帅², 许焰³, 谭建平³

1. 长沙理工大学能源与动力工程学院, 湖南 长沙 410114; 2. 河南科技大学机电工程学院, 河南 洛阳 471003; 3. 中南大学机电工程学院, 湖南 长沙 410083

【摘要】血液流体设备普遍存在过度的剪切应力血液损伤与水力效率损失, 这制约其实现安全、高效的长期稳定运行, 探明高剪切应力下的内流特性与能量熵产损失可为设备研究与优化提供有力支持。对此, 设计建立可模拟出高剪切应力流动的喷管模型, 采用计算流体力学数值模拟与粒子图像测速可视化实验的研究方法, 重点分析内流特性、剪切应力和能量熵产损失。研究产生高剪切应力和能量熵产损失的相关流动特征, 解析熵产损失与剪切应力的关联特性。研究结果认为: 流速变化梯度是产生高剪切应力的主要因素, 局部高流速并不与剪切应力直接关联。高剪切应力流场中能量损失主要来源于湍流熵产, 在主流段湍流熵产占总熵产的97.7%, 主要分布在涡旋与流动剧烈变化的区域。流场能量熵产与剪切应力在分布状态与变化趋势上具有明显的关联一致性, 抑制流场速度变化梯度可降低流动能量损失与剪切应力血液损伤。

【关键词】血液流体设备; 计算流体力学; 粒子图像测速; 剪切应力; 熵产分析

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)10-1295-07

Internal flow characteristics and energy entropy production loss in high shear stress field of blood fluid devices

YU Zheqin¹, WANG Jie¹, WANG Shuai², XU Yan³, TAN Jianping³

1. College of Energy and Power Engineering, Changsha University of Science and Technology, Changsha 410114, China; 2. College of Mechanical and Electrical Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China; 3. College of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China

Abstract: Excessive shear stress-induced blood damage and hydraulic efficiency loss are common in blood fluid devices, which limit their ability to achieve safe, efficient, and stable long-term operation. Investigating the internal flow characteristics and energy entropy production loss under high shear stress can provide support for the research and optimization of devices. A nozzle model that can simulate high shear stress flow is designed and modeled, and both computational fluid dynamics for numerical simulation and particle image velocimetry for visualization experiments are used to analyze internal flow characteristics, shear stress, and energy entropy production loss. The flow characteristics associated with high shear stress and energy entropy production loss are investigated, and the correlation between entropy production loss and shear stress is analyzed. The study concluded that velocity gradients is a major factor causing high shear stress, and that local high flow velocity is not directly associated with shear stress. The energy loss in high shear stress flow fields is mainly derived from turbulent entropy production, and the turbulent entropy production at the mainstream section accounts for 97.7% of the total entropy production, mainly distributed in vortices and the regions with drastic changes in flow. The flow field energy entropy production and shear stress have obvious correlation and consistency in the distribution state and change trend. Suppressing the flow field velocity gradient can significantly reduce the flow energy loss and shear stress-induced blood damage.

Keywords: blood fluid device; computational fluid dynamics; particle image velocimetry; shear stress; entropy production analysis

【收稿日期】2023-04-24

【基金项目】国家自然科学基金(52175263); 湖南省自然科学基金(2022JJ40504, 2021JJ30759); 湖南省教育厅科学研究项目(21C0206); 河南省高等学校重点科研项目计划(22A460017)

【作者简介】喻哲钦, 博士, 硕士生导师, 研究方向: 血液流体设备设计理论, 微颗粒多相流数值模拟与实验, E-mail: yzq01113@163.com

【通信作者】谭建平, 博士, 博士生导师, E-mail: jptan@csu.edu.cn

前言

随着技术的不断进步,血泵、人工瓣膜与血液过滤器等血液流体设备更广泛地应用于各类疾病的治疗^[1-2]。但区别于自体心脏与瓣膜的生理性工作方

式,人工血液流体设备的内部流动更为复杂;如血泵需通过转子高转速运转实现血液输送,这不仅对设备水力性能带来严苛要求,而且会因为流场的过度紊乱状态而对血液造成潜在损伤风险^[3-5]。所以,提升血液流体设备的水力效率,降低其对使用者的潜在风险是目前研究与技术优化的重点。

血液流体设备通常采用机械式的工作方式来输送或控制血液流动,这难免使得流场呈复杂的非生理性流动状态^[6-7];而复杂流场中过高的剪切应力会造成溶血损伤,这是制约设备实现长期性稳定应用的关键^[8-9]。血液流体设备的高剪切应力在高速转动部件、狭窄过流断面和流态突变等区域尤其明显^[10-11]。胡婉倩等^[10]通过对不同血泵运行参数与结构的数值模拟分析,解析了工况与叶片关键参数对剪切应力溶血损伤的影响,Gil等^[11]研究认为设备转子结构、过流间隙和运行工况等均对剪切应力溶血存在明显影响。高剪切应力流场除造成血液损伤外,其复杂湍动产生的能量损失会明显降低设备水力效率,还会带来非稳定特性与局部发热^[12]。通过能量熵产损失分析可获取流场能量损失类型、程度与产生机制。赵凯尧等^[13]通过熵产获取了旋流泵在不同运行工况下能量损失的主要区域和相关流场状态。Wu等^[14]通过能量熵产对溶血预估模型进行了改进,提高了损伤预测的有效性。由于高剪切应力流场的湍动特性明显,这可能带来更加剧烈的能量损失。综上,研究剪切应力血液损伤与能量熵产损失是进一步推进血液流体设备性能优化与完善的关键。

血液流体设备研究方法主要包括数值模拟、水力性能实验、血液实验与流场可视化实验等,其中,计算流体力学(CFD)数值模拟是目前流场分析中应

用最为可靠的方法,在血液流体设备的内部流场特性分析、剪切应力血液损伤预测与结构改进优化等方面应用广泛^[15-17]。同时,基于CFD结果也可实现设备流场能量熵产特性与状态的分析,探明能量损伤机制,推进流体设备水力性能的优化提升^[18-19]。粒子图像测速(PIV)是一种可视化的流场实验手段,可以实现在不干扰流场的情况下测取流动状态,是流体设备获取流场可视化实验结果的重要方法^[20-22]。综上,本文采用CFD数值模拟与PIV实验相结合的方法对高剪切应力流场状态特性进行研究与分析。

血液流体设备流场的高剪切应力对血液损伤与水力效率均存在关键影响,但当前研究缺乏同时考虑剪切应力与能量熵产损失及其关联特性。对此,本文研究采用CFD数值模拟与PIV可视化实验相结合的方法,设计可模拟出高剪切应力状态的喷管研究模型,重点针对高剪切应力下的内部流场特性,研究产生高剪切应力、能量熵产损失的流动特征,探析熵产损失与剪切应力的关联特性,为血液流体设备提升水力效率、降低血液剪切应力损伤提供理论支撑与技术参考。

1 流场模型与数值模拟

1.1 喷管模型

根据研究需求,本文建立了一种可模拟血液流体设备高剪切应力流场的喷管模型;该喷管模型是被美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration, FDA)认证的通用型基准研究模型^[23-24]。本研究建立的喷管模型结构如图1所示,分为进口段、渐缩加速段和主流段3部分。血流由喷管小口径的进口段流入,在通过模型加速段时由于过流面积减小使流速显著提升,随后从喷口位置以高速射流进入模型主流段。喷管在主流段的射流状态会产生较大的速度变化梯度,这是产生流场剪切应力的主要因素,故可模拟出研究所需的高剪切应力流场状态。

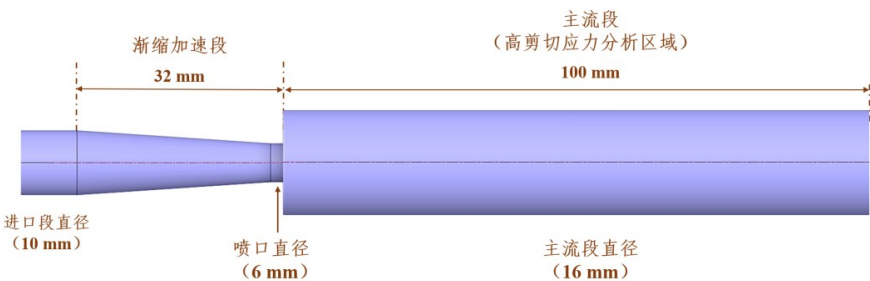


图1 高剪切应力喷管模型
Figure 1 Nozzle model with high shear stress

本次喷管模型的结构参数通过前期试算,过流流量设定为 5 L/min。模型分为进口段、渐缩加速度和主流段,进口段、喷口与主流段的直径分别为 10 mm、6 mm 和 16 mm,渐缩加速段和主流段分析区域长度为 32 mm 和 100 mm,模型可在主流段区域产生最大为 350 Pa 的剪切应力值。后续分析主要针对模型的主流段,并以喷口位置设为主流段起始点(主流段第 0 mm)。本次设计采用的喷管模型在结构尺寸与最大剪切应力程度上均与血泵等血液流体设备接近,满足本次研究目标的需求。

1.2 CFD 数值模拟与计算网格

本次研究采用 CFD 数值模拟进行喷管流场的计算分析,采用 ANSYS Fluent 软件求解。图 2 为本次 CFD 数值模拟的计算域与网格。研究根据模型设计参数建立包括进口段、渐缩段和主流段 3 部分的内流域水体三维模型。模型计算的边界条件设定为速度进口(5 L/min)与压力出口,湍流模型选择 SST k- ω 模型,该模型在作者之前研究中被论证具有良好计算准确性^[25]。由于血液在高剪切应力下表现为牛顿流体性质,本次数值模拟的流体介质设为与后续 PIV 实验相同的 33% 体积浓度的甘油溶液。该甘油溶液的比重和粘度分别约为 1.08 和 3.50 mPa·s,与血液具有较好的类似性,且透明性符合后续 PIV 实验要求。

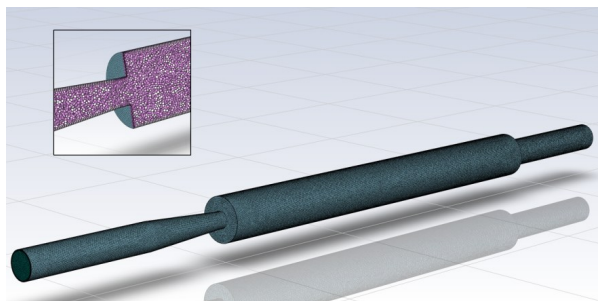


图2 喷管模型三维计算域与网格

Figure 2 3D computational domain and mesh of the nozzle model

研究通过 Fluent Meshing 建立了模型流体域的计算网格,并对计算网格进行了数量无关性验证。针对数值模拟网格无关性验证,建立了网格数量为 20 万~120 万的 6 组模型网格,以增加网格数量后计算结果的进出口压力相差低于 1% 为网格数量无关性标准,最终确定计算网格数量约为 80 万。经验证,本次建立的网格各项质量良好,边界层 Y+ 符合所选湍流模型(SST k- ω)要求,计算收敛残差达到 10^{-6} ,具有良好的计算收敛性。

2 能量熵产损失与剪切应力模型

2.1 能量熵产损失分析

血液流体设备的能量损失会直接影响其水力效率,本文采用能量熵产损失的分析方法,重点分析高剪切应力流场中的能量损失分布与状态特性。熵产损失分析基于熵增原理,可表述为在不可逆过程中熵的微增量总大于零。熵产是由实际热力过程中的不可逆性所产生的,使损失的能量转化为内能。对于较高湍流状态的血液流体设备高剪切应力流场,基于雷诺时均方程将能量损失的熵产率分为两部分进行分析;一部分是由流场中时均运动引起的能量损失,称为直接耗散项;另一部分则是由流场中湍流脉动速度引起的能量损失,称为湍流耗散项。流场总熵产率 \dot{S}_D''' 通过下式计算:

$$\dot{S}_D''' = \dot{S}_D'' + \dot{S}_D''' \quad (1)$$

其中, \dot{S}_D'' 是平均运动引起的直接耗散熵产率, \dot{S}_D''' 是脉动速度引起的湍流耗散熵产率。

本次 CFD 数值模拟采用 SST k- ω 湍流模型,故直接熵产率和湍流熵产率分别按以下公式计算:

$$\dot{S}_D'' = \frac{2\mu}{T} \left[\left(\frac{\partial \bar{u}_1}{\partial x_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial \bar{u}_2}{\partial x_2} \right)^2 + \left(\frac{\partial \bar{u}_3}{\partial x_3} \right)^2 \right] + \frac{\mu}{T} \left[\left(\frac{\partial \bar{u}_2}{\partial x_1} + \frac{\partial \bar{u}_1}{\partial x_2} \right)^2 + \left(\frac{\partial \bar{u}_3}{\partial x_1} + \frac{\partial \bar{u}_1}{\partial x_3} \right)^2 + \left(\frac{\partial \bar{u}_3}{\partial x_2} + \frac{\partial \bar{u}_2}{\partial x_3} \right)^2 \right] \quad (2)$$

$$\dot{S}_D''' = \beta \frac{\rho \omega k}{T} \quad (3)$$

其中, ω 是湍流涡频率(s^{-1}), μ 是动力粘度(Pa·s),系数 $\beta=0.09$, k 是流场湍动能值(m^2/s^2), μ_1 , u_2 和 u_3 是流动的速度分量(m/s), T 为物质的热力学温度(K)。

2.2 流动剪切应力

流场中的过高剪切应力被认为是血液流体设备造成溶血损伤的主要原因。为研究血液流体设备高剪切应力内流特性与能量熵产损失,及能量熵产损失与剪切应力的关联特性,通过粘性剪切应力和雷诺剪切应力求解流场空间中的剪切应力张量,并根据米泽斯屈服准则将剪切应力等效为剪切应力标量。标量剪切应力 τ 的计算方式如下:

$$\tau = \left[\frac{1}{3} (\tau_{ii}^2 + \tau_{jj}^2 + \tau_{kk}^2) - \frac{1}{3} (\tau_{ii} + \tau_{jj} + \tau_{kk})^2 + (\tau_{ij}^2 + \tau_{jk}^2 + \tau_{ki}^2) \right] \quad (4)$$

$$\tau_{ii} = -2\mu \frac{\partial u_1}{\partial x_1}, \tau_{jj} = -2\mu \frac{\partial u_2}{\partial x_2}, \tau_{kk} = -2\mu \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \quad (5)$$

$$\tau_{ij} = -\mu \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right), \tau_{jk} = -\mu \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \right), \tau_{ki} = -\mu \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \right) \quad (6)$$

其中, μ 是动力粘度,下标 i, j, k 分别对应坐标系的 3 个方向。

3 高剪切应力流场内流特性分析

3.1 内部流动状态特性

内部流动状态特性是决定血液流体设备水力性能的根据,过度湍动紊乱的流场可能会造成能量损失与剪切应力血液损伤等问题。研究通过CFD数值模拟获取高剪切应力流场的内流状态结果,图3是反映喷管整体流动的轴截面速度矢量结果。图4是以主流段喷口断面为起始位置,取距离喷口10、30和50 mm的径向截面速度分布结果。从基本流动特性来看,受到喷管模型的加速与小孔射流影响,产生高剪切应力的主流段呈喷射流状态,最高速度达到3.16 m/s。同时,高速流动区主要位于主流段中间区域,在高速区两侧存在明显的低速死区与回流,并伴随有大范围的涡旋。由于高速射流、涡旋与低速死区的存在,导致流场存在较大的速度变化梯度;而速度变化梯度是流场中产生剪切应力的主要原因,且过大的速度梯度也将增加能量损失。

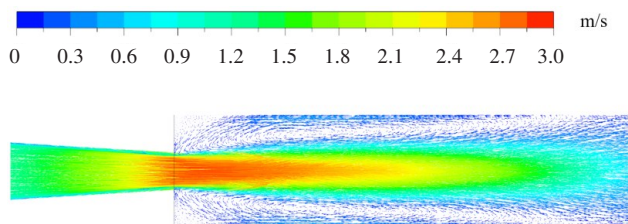


图3 喷管内部流动特性

Figure 3 Internal flow characteristics of the nozzle

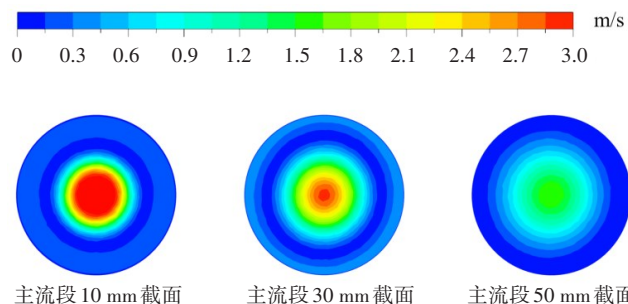


图4 径向截面流速分布

Figure 4 Flow velocity distribution on radial section

3.2 流场剪切应力分析

流场剪切应力是血液流体设备产生溶血损伤的主要因素。喷管模型通过高速射流状态模拟出类似设备中的高剪切应力流场,图5和图6分别是轴截面和流向上径向截面的剪切应力分布结果。结果中,高剪切应力并不是位于流场中局部流速最大的位置,而主要分布在喷射流速显著降低的主流段中部。

图6径向截面结果同样反映出高流速并不会直接对应于高剪切应力,在径向截面中高剪切应力主要分布在速度变化剧烈的中间环状区域,在图4高流速的中心区域反而应力水平较低。基于以上结果分析,可得流场中高流速并不会直接产生剪切应力,而流速突变是产生过度剪切应力的直接原因。所以在血液流体设备的研究与设计中,若流场存在局部高流速时应重点考虑尽量避免流速的突增与突降。

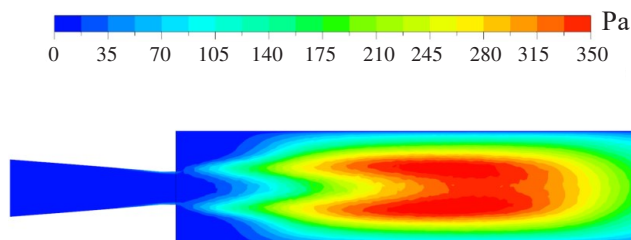


图5 喷管轴截面剪切应力分布

Figure 5 Shear stress distribution on axial section

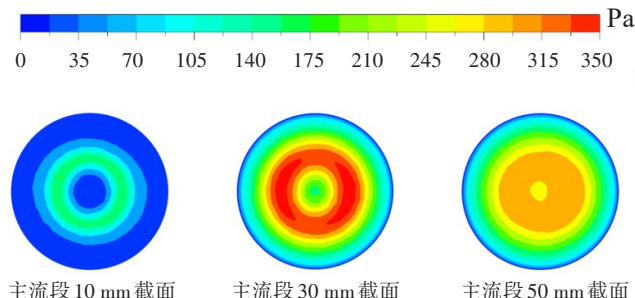


图6 径向截面剪切应力分布

Figure 6 Shear stress distribution on radial section

4 高剪切应力流场能量熵产及内流关联特性

4.1 流场能量熵产损失分析

熵产损失分析是解析流场中水力效率损失的有效方法,图7与图8分别是喷管模型在主流段的直接熵产率分布和湍流熵产率分布。对比两种能量熵产损失率的分布与程度,由流场平均运动引起的直接熵产率最大值为30 W/(m³·K);而流场湍流脉动相关的湍流熵产率最大值超过200 W/(m³·K)。并且,湍流熵产率在主流段10~60 mm范围内均有大范围分布,其范围内湍流熵产率最大值均超过100 W/(m³·K);而直接熵产率仅在喷口附近有小范围分布,主流段绝大部分的直接熵产率低于5 W/(m³·K)。根据以上能量熵产损失分析结果,笔者认为高剪切应力流场中湍流熵产造成的能量损失是主要因素,直接熵产对整体能量损失的影响不大。故在血液流体设备水

力效率的研究与优化中应重点关注降低湍流熵产以减小能量损失,尤其需要抑制过度的涡旋、紊动与速度变化。

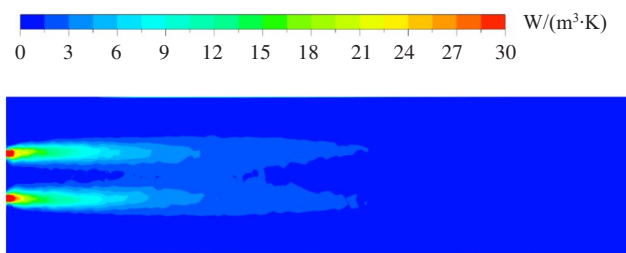


图7 主流段直接熵产率

Figure 7 Direct entropy production rates at the mainstream region

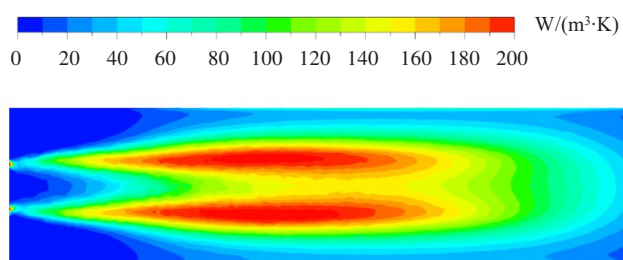


图8 主流段湍流熵产率

Figure 8 Turbulent entropy production rates at the mainstream region

图9是主流段沿流动方向径向截面的湍流熵产率分布。在主流段前中部的第10 mm和30 mm径向截面,较高湍流熵产位于管道中间的环状区域,周侧和中心区域的熵产率相对较低。而随着流体到达喷管主流段的后部,由于流动状态逐渐稳定,在径向截面上湍流熵产的能量损失程度明显降低,且分布更加均匀。结合研究中图3与图4的内部流动特征结果,高湍流熵产主要分布在涡旋与流动速度剧烈变化的区域;流场中的回流、高速度梯度变化和流动摩擦等因素导致了过度的能量损失,这在血液流体设备中会造成效率降低与发热等危害特性。同时,因为速度梯度也是造成流场剪切应力的主要因素,故图8与图9湍流熵产率与图5和图6的剪切应力在分布特性上具有明显的一致性。

4.2 能量熵产与内流关联特性

研究重点基于内流状态对能量熵产和剪切应力间的关联特性进行分析。研究以20 mm为间隔,提取喷管模型主流段距起始点0~100 mm的6个径向截面的关键参数结果。图10为包含有6个截面的平均流速与最高流速曲线、平均直接熵产率与湍流熵产率曲线、平均总熵产率与平均剪切应力曲线。图10a是沿流向主流区各截面平均流速与最大流速的变化

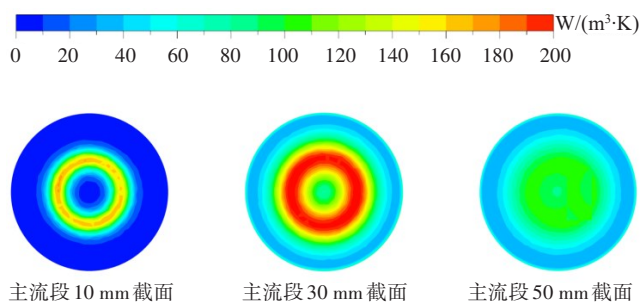


图9 径向截面湍流熵产率分布

Figure 9 Turbulent entropy production rate distribution on radial section

趋势,结果显示平均流速与最大流速没有直接的关联性;平均流速呈先上升后下降稳定的状态,在主流段20 mm截面平均流速达到最大;最高流速则从20 mm截面开始迅速降低,并逐渐在主流段90 mm附近接近平均流速,此时流动已趋于平稳。

图10b是沿流向各截面的平均湍流熵产率与平均直接熵产率结果,与图7和图8熵产率分布结果一致,各截面的平均直接熵产率远低于平均湍流熵产率。直接熵产率沿流向均呈较低状态,到40 mm截面已几乎没有直接熵产损失;而湍流熵产率在主流段先迅速上升,在40 mm截面附近达到最大值,平均熵产率已接近100 W/m³·K;此后沿流向明显下降,并在100 mm截面位置几乎不再产生湍流能量损失。对熵产率在主流段进行积分得到总熵产值,在主流段湍流熵产占总熵产的比值达到97.7%,可见湍流熵产是高剪切应力流场中能量损失的主因。

图10c是沿流向各截面的平均总熵产率与平均剪切应力曲线。结果中的总熵产率是湍流熵产与直接熵产的总值,且总熵产率绝大部分由湍流熵产构成。与论文在流场特性分析的结论一致,熵产率与剪切应力沿流动方向的变化趋势特性同样具有明显的相关一致性;二者在主流段均呈先上升后下降的变化趋势,在40 mm截面附近达到最大值,并在主流段100 mm后达到最低稳定值。结合之前流动分析,熵产率与剪切应力存在明显关联性的原因主要在速度梯度;因为速度梯度不仅是产生剪切应力的根源,同样会由于流动摩擦,高低速流动量交换等产生能量损失。故基于以上分析结果,研究认为在血液流体设备中抑制过度的速度梯度具有同时减少流动能量损失和剪切应力血液损伤的重要潜力。

5 PIV可视化实验与结果分析

针对高剪切应力流场的实验分析需求,进行了喷管模型的PIV流场可视化实验。PIV实验可实现瞬态、多点、无接触式的流动测速,能够准确获取本

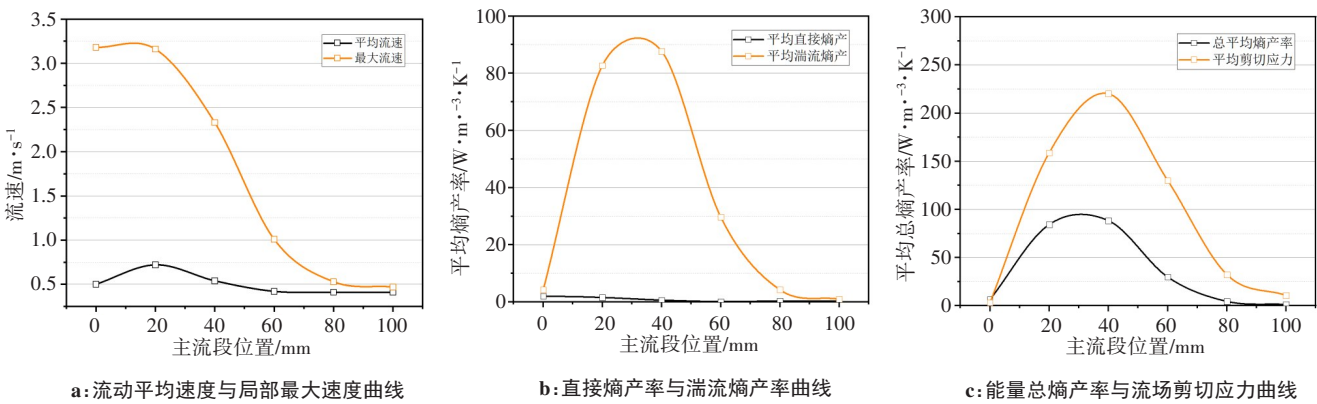


图 10 流动方向熵产与流动参数的关联特性

Figure 10 Correlation of entropy production with flow parameters

次喷管模型的内流特性。图 11 为 PIV 实验系统与喷管实验模型,实验采用美国 TSI 公司生产的 PIV 系统;系统配备型号为 Zyla5.5 的高速相机,最高采样频率达到 100 Hz,最大分辨率为 2 560×216;系统采用双脉冲激光,最大能量 100 mJ。



图 11 PIV 实验系统与模型

Figure 11 PIV experimental system and model

实验的喷管模型加速段采用 3D 打印加工,主流段采用高透明有机玻璃管,通过实验循环系统中变频离心泵提供 5 L/min 的连续流量。为保证实验流体性质与血液接近,且符合 PIV 实验粒子测速实验的介质需求,本次实验采用 33% 体积浓度的甘油水溶液,其在 20 ℃ 下具有与血液接近的流体介质特性。此外,实验为降低光线折射对流场实验结果的影响,将喷管模型安装于矩形水箱内,并在水箱与喷管中使用相同浓度的甘油水溶液。

图 12 是本次喷管模型 PIV 实验的流场可视化结果。实验通过高速相机采集了一段时间内的 300 次

瞬时流场图像,并根据颗粒互相关位移计算得到流场的瞬时速度场结果,图 12 展示有两幅典型瞬时流场速度状态结果。从实验的瞬态流场结果可见,喷管模型流场实际呈剧烈的湍动状态,流动随时间呈持续瞬变特性。但喷管模型在整体流动上仍表现为喷射流特征,高速射流位于模型的主流段,并随流动方向逐渐减缓射流速度。

实验以 300 次采集的瞬时流场结果为基础,通过与 CFD 数值模拟稳态计算中类似的时均化处理方式,计算得到了平均流场速度状态结果。平均流场结果与本次 CFD 数值模拟结果呈现良好的一致性,流体从喷口高速射入主流段,随后呈逐步扩散减缓的变化状态,且在主流段管道周侧存在低速死区。以上流动状态特性与数值模拟结果高度一致。实验流场中最大速度约为 3.2 m/s,与数值模拟结果 3.16 m/s,差值仅为 0.04 m/s。同时,研究对比了 CFD 数值模拟与 PIV 实验在流向轴线上的流速差值,二者流速最高差值低于 5.0%,这也证明了本次数值模拟计算结果与分析的可靠性。

6 结 论

本文采用 CFD 数值模拟与 PIV 可视化实验相结合的方法,重点针对血液流体设备高剪切应力下内部流场特性与能量熵产损失展开研究,主要得到以下研究结论:(1)流场中流速突变产生的过大速度变化梯度是导致过高剪切应力的主要原因,流场局部高流速与高剪切应力并无直接关联;(2)高剪切应力流场中的流动能量损失大部分源于湍流熵产,主流段湍流熵产占总熵产的 97.7%,主要分布于流场中涡旋与流动剧烈变化的相关区域;(3)在高剪切应力流场中速度梯度对能量熵产与剪切应力均存在关键影响,流场的能量损失熵产与剪切应力在分布与流向变化趋势上具有较强的关联一致性;故血液流体设备应重点抑制过度的速度变化梯度,这具有同时降低流动能量损失与剪切应力的

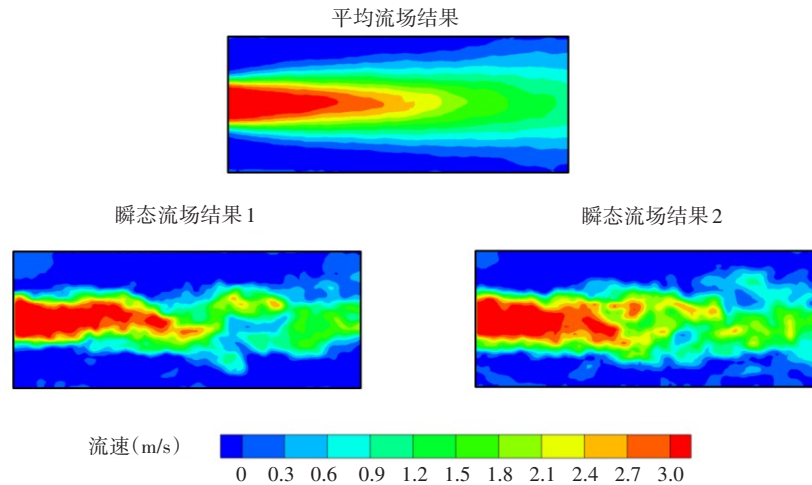


图12 主流区PIV实验结果

Figure 12 Results of the PIV experiment at the mainstream region

作用。本文研究成果可为血液流体设备的研发提供理论基础与技术支持,对未来提升设备水力效率、降低血液剪切应力损伤具有良好的指导意义。

【参考文献】

- [1] Wagner T, Hummelink S, Ulrich D. Past, present and future in plastic flap surgery: From surgeon to bioengineer driven progress. A personal view[J]. J Tissue Viability, 2022, 31(4): 800-803.
- [2] Consolo F, Pappalardo F. Future perspectives of mechanical circulatory support with left ventricular assist devices: lessons learned from the Heart Ware Ventricular Assist Device[J]. ASAIO J, 2022, 68(1): 1-2.
- [3] Köhne I. Haemolysis induced by mechanical circulatory support devices: unsolved problems[J]. Perfusion, 2020, 35(6): 474-483.
- [4] 武悦, 朱良凡, 罗云. 计算流体力学方法分析一例喷射悬浮血泵的液力、悬浮及溶血特性[J]. 机械工程学报, 2018, 54(20): 52-58.
- [5] Wu Y, Zhu LF, Luo Y. Computational fluid dynamics analysis of an injection suspension blood pump on the hydraulic, suspension and hemolysis property[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(20): 52-58.
- [6] Yang WB, Zhou J, Xiao WH, et al. Effect of conical spiral flow channel and impeller parameters on flow field and hemolysis performance of an axial magnetic blood pump [J]. Processes, 2022, 10(5): 853.
- [7] Wu P, Gao Q, Hsu PL. On the representation of effective stress for computing hemolysis[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2019, 18(3): 665-679.
- [8] 王带领, 谭建平, 喻哲钦. 基于多相流的轴流泵流场分析及溶血指数预测[J]. 中南大学学报(自然科学版), 2018, 49(8): 1929-1935.
- [9] Wang DL, Tang JP, Yu ZQ. Flow field analysis and hemolytic prediction of axial blood pump based on multiphase flow [J]. Journal of Central South University (Science and Technology), 2018, 49(8): 1929-1935.
- [10] Schöps M, Groß-Hardt SH, Schmitz-Rode T, et al. Hemolysis at low blood flow rates: *in-vitro* and *in-silico* evaluation of a centrifugal blood pump[J]. J Transl Med, 2021, 19(1): 2.
- [11] Nikfar M, Razizadeh M, Zhang J, et al. Prediction of mechanical hemolysis in medical devices via a Lagrangian strain-based multiscale model[J]. Artif Organs, 2020, 44(8): 348-368.
- [12] 胡婉倩, 李学敏, 徐林, 等. 流量与叶片出口宽度对离心泵溶血性能的影响[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(10): 1581-1587.
- [13] Hu WQ, Li XM, Xu L, et al. Effects of flow rate and blade outlet width on hemolytic performance of centrifugal blood pump[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2019, 23(10): 1581-1587.
- [14] Gil A, Navarro R, Quintero P, et al. CFD analysis of the HVAD's hemodynamic performance and blood damage with insight into gap clearance[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2022, 21(4): 1201-1215.
- [15] 王楚晨, 黄峰. 基于正弦转速调制的离心泵温度场分析[J]. 排灌机械工程学报, 2022, 40(5): 454-460.
- [16] Wang CC, Huang F. Temperature field analysis of centrifugal rotary blood pump based on sinusoidal speed modulation [J]. Journal of Drainage and Irrigation Machinery Engineering, 2022, 40(5): 454-460.
- [17] 赵凯尧, 刘厚林, 杜振明, 等. 基于熵产的旋流泵流动损失特性分析[J]. 排灌机械工程学报, 2021, 39(12): 1284-1290.
- [18] Zhao KY, Liu HL, DU ZM, et al. Analysis of flow loss characteristic of vortex pump based on entropy production[J]. Journal of Drainage and Irrigation Machinery Engineering, 2021, 39(12): 1284-1290.
- [19] Wu P, Groß-Hardt S, Boehning F, et al. An energy-dissipation-based power-law formulation for estimating hemolysis[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2020, 19(2): 591-602.
- [20] 熊驰, 汤晓燕, 云忠, 等. 流道型轴流泵流体仿真与水力实验分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(10): 1308-1315.
- [21] Xiong C, Tang XY, Yun Z, et al. Fluid simulation and hydraulic experimental analysis of flow-channel type axial-flow blood pump[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(10): 1308-1315.
- [22] Mozafari S, Rezaenia MA, Paul GM, et al. The effect of geometry on the efficiency and hemolysis of centrifugal implantable blood pumps [J]. ASAIO J, 2017, 63(1): 53-59.
- [23] 许斌, 罗基平, 黄典贵. 基于数值模拟的混流式水泵结构改进[J]. 上海理工大学学报, 2022, 44(3): 245-252.
- [24] Xu B, Luo JP, Huang DG. Structure improvement of mixed flow blood pump based on numerical simulation [J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2022, 44(3): 245-252.
- [25] Li D, Wang H, Qin Y, et al. Entropy production analysis of hysteresis characteristic of a pump-turbine model[J]. Energy Convers Manag, 2017, 149: 175-191.
- [26] Gross-Hardt SH, Sonntag SJ, Boehning F, et al. Crucial aspects for using computational fluid dynamics as a predictive evaluation tool for blood pumps[J]. ASAIO J, 2019, 65(8): 864-873.
- [27] 杨帆, 胡文竹, 刘超, 等. 轴流泵直管式出水流道内流场数值模拟及PIV测试[J]. 水动力学研究与进展, 2019, 34(6): 795-802.
- [28] Yang F, Hu WZ, Liu C, et al. Numerical simulation and PIV test of flow field in straight outletconduit of axial-flow pumping system[J]. Chinese Journal of Hydrodynamics, 2019, 34(6): 795-802.
- [29] Slama RB, Gilles B, Chiekh MB, et al. PIV for the characterization of focused field induced acoustic streaming: seeding particle choice evaluation[J]. Ultrasonics, 2017, 76: 217-226.
- [30] 刘超, 梁豪杰, 金燕, 等. 立式轴流泵进水流场PIV测量[J]. 农业机械学报, 2015, 46(8): 33-41.
- [31] Liu C, Liang HJ, Jin Y, et al. PIV measurements of intake flow field in axial-flow pump [J]. Transactions of the Chinese Society of Agricultural Machinery, 2015, 46(8): 33-41.
- [32] Trias M, Arbona A, Massó J, et al. PIV nozzle numerical simulation challenge: non-newtonian fluid effects and blood damage[J]. PLoS One, 2014, 9(3): e92638.
- [33] Malinauskas RA, Hariharan P, Day SW, et al. FDA benchmark medical device flow models for CFD validation[J]. ASAIO J, 2017, 63(2): 150-160.
- [34] Yu Z, Tan J, Wang S. Enhanced discrete phase model for multiphase flow simulation of blood flow with high shear stress[J]. Sci Prog, 2021, 104(1). Doi: 10.1177/00368504211008064.

(编辑: 薛泽玲)