

微型潜血泵轴流式叶轮结构分析

王宇, 耿晓斌, 张天逸, 程云章

上海理工大学, 上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海

收稿日期: 2023年10月31日; 录用日期: 2023年12月7日; 发布日期: 2023年12月15日

摘要

目的: 分析在长度小于20 mm, 直径5 mm的高速微型潜血式轴流血泵内, 不同形态叶轮对泵血液的损伤情况, 找到最优叶轮结构。方法: 运用计算流体力学(CFD)对一款微型潜血式轴流泵进行数值仿真, 改变叶轮叶片数量(两片, 三片, 四片), 分析血泵内的流场分布。通过研究其速度、压力和剪切应力场分布情况分析血泵的水力性能以及对流道内血液的损伤情况。结果: 数据结果显示, 三种叶片NIH值分别为0.07, 0.05, 和0.08。结论: 实验表明, 三叶片式叶轮条件下, 剪切应力小, NIH小, 比较分析, 三叶片式叶轮更适用于高速微型潜血式轴流血泵的叶轮设计方案。

关键词

人工心脏, 微型轴流式血泵, 溶血, 计算流体力学, 数值模拟

Structure Analysis of Axial Flow Impeller of Micro Occult Blood Pump

Yu Wang, Xiaobin Geng, Tianyi Zhang, Yunzhang Cheng

Shanghai Interventional Medical Device Engineering Technology Research Center, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Oct. 31st, 2023; accepted: Dec. 7th, 2023; published: Dec. 15th, 2023

Abstract

Objective: To analyze the damage of different impellers to the blood in a high-speed micro-submersible axial blood pump with a length of less than 20 mm and a diameter of 5 mm, and to find the optimal impeller structure. **Methods:** Numerical simulation of a miniature submersible axial flow pump using Computational Fluid Dynamics (CFD) was performed to vary the number of impeller blades (two, three, and four) to analyze the flow field distribution within the blood pump. The hydraulic performance of the blood pump and the damage to the blood in the flow path are

analyzed by studying its velocity, pressure and shear stress field distribution. Results: The data results showed that the NIH values for the three blades were 0.07, 0.05, and 0.08, respectively. Conclusions: Experiments show that the three-bladed impeller conditions, shear stress is small, NIH is small, comparative analysis, three-bladed impeller is more suitable for high-speed micro-submersible axial bleeder pump impeller design scheme.

Keywords

Artificial Heart, Micro-Axial Flow Blood Pump, Hemolysis, Computational Fluid Dynamics (CFD), Numerical Simulation

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

严重的心力衰竭(HF)是一种致命的疾病,具有较高的住院率,死亡率。超过 650 万美国人患有心力衰竭[1]。心脏移植是一种有效的治疗方式,但供体心脏供应不足限制了心脏移植的可能性。为了满足心衰患者的需要,人工心脏在过去的几十年里得到了发展。包括临时和耐用的心室辅助装置(VAD),体外膜肺氧合(ECMO)和心脏手术的体外循环(CPB) [2] [3] [4]。轴流泵和离心泵是心室辅助装置中常用的两种基本血泵[5]。离心泵采用二次流路设计,避免了流动停滞,以降低泵中血栓形成的风险[6],近年来被广泛应用,是目前设计研发的主流。但离心泵体积偏大,为了追求体积更小的介入式血泵,轴流泵的研发亦不可忽略。在启动体积减小的情况下,轴流泵依然可以提供可靠的恒定流量。持续为患者提供循环支持。但介入式血泵最大的问题之一是转速高,溶血严重[7],需综合考虑多个参数,做多目标优化。

目前对于降低血泵溶血率,改进血泵性能等需求,国内外的学者们提出了不同的理论。许剑等[8]研发的微型心室辅助装置,控制轴流泵体积,在长度小于 70 mm,直径 20 mm, 12,000 rpm 条件下,稳定输出 4.5 L/min 的平均流量。齐家兴等[9]研究了不同叶片高度,对血泵溶血性能的影响,比较了 1.5, 2, 2.5 mm 三种叶片高度,在直径 12 mm 微型泵内的溶血值,发现 1.5 mm 高度下,血泵溶血性能最好。王晨等[10]分析了有、无叶片倒角对流场和溶血的预测结果的影响。Li 等[11]评估了红细胞在泵内停滞时间与切应力大小等因素对血栓形成的影响。Zhang 等[6]比较了几种商用泵流量与血液损伤潜力。

国内学者对血泵的优化设计进行了很多研究,但在微型介入式血泵内的应用却并不多。本文研究在 5 mm 直径微型轴流血泵内,利用 CFD 的方法对泵内流场进行仿真。分析了在相同叶轮参数下,不同叶片数量对泵内流场以及相关应力场分布影响。以寻找在微型血泵内最优的叶片数量设计方案。

2. 模型与数值分析方法

本实验采用的潜血式轴流泵,主要由外壳、叶轮以及空心杯电机构成。血泵叶轮与电机相连,通过叶轮的转动为血液提供能量,血液由入口流进,从叶轮前沿径向加速流出甩向外壳出口。其中叶片入口方向与叶轮径向呈 30° 夹角。叶轮采用半开式结构,以容许更高的线速度。血泵模型由 Solidworks 绘制,其中叶轮的结构对轴流泵的水力性能影响较大,为提高数据的准确性需要对其结构进行精确建模。该血泵叶轮直径 3.5 mm,高度 9 mm,出口高度为 3 mm。

为验证叶片数量对轴流泵性能的影响, 本文进行了以下实验研究。保证叶轮设计几何参数与流量参数不变, 改变叶片数量, 分析不同叶片数量对泵内流场变化。

2.1. CFD 方法

采用有限体积法的商业 CFD 软件包 Fluent, 分别对双叶片、三叶片以及四叶片进行数值模拟。通过求解流体流动的控制(Navier-Stokes)方程, 得到流体速度和压力等场变量。假设血液是一种单相, 不可压缩牛顿流体, 密度为 1050 kg/m^3 , 粘度为 $0.0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ 。叶轮周围的一圈流体围绕叶轮转动, 定义为旋转域(图 1(a)), 其余部分为静止域(图 1(b))。采用压力耦合方程的半隐式方法(SIMPLE)求解二阶精度流体控制方程, 采用剪切应力输运(SST) $k-\omega$ 湍流模型。采用多参照系(MRF)方法对泵叶轮旋转进行模拟。旋转域和静止域共同交界面设置为动静交界面, 进口为质量流量入口, 出口设置零压条件。假定壁面是刚性且为无滑移边界条件。为了模拟血泵的水力性能, 将不同叶片数量叶轮转速恒定为 $35,000 \text{ r/min}$, 通过改变进口质量流量, 测定血泵流量与扬程和效率曲线。

采用非结构化单元进行网格划分。首先进行网格无关性验证, 比较转速正常运行工况条件下(转速 $35,000 \text{ rpm/min}$, 流量 1.75 L/min)的扬程。结果表明, 网格加密后扬程变化在 1% 以内, 可以认为网格加密对结果影响较小, 当前采用的网格数量足够捕捉流场信息。表 1 为不同网格数量与扬程之间的关系, 其中扬程变化率的定义为: 下一个扬程与上一个扬程之间的差值占上一个扬程的百分比, 如表 1 所示, 随着网格数量不断增加, 以网格数量约为 280 万的模型为准, 扬程逐渐收敛于 88.5 mmHg 。

Table 1. The number of different grids and the change rate of head

表 1. 不同网格数量与扬程变化率

网格数	1,014,239	1,369,674	1,837,516	2,259,782	2,801,490
扬程/mmHg	94.2	91.5	89.4	88.7	88.5
扬程变化率/%		3	2.4	0.9	0.2

当满足以下条件时, 认为模拟是收敛的: 1) 所有监测的残差都小于 10^{-2} ; 2) 出口压力达到稳定水平; 3) 进出口流量相对差值小于 5%。模拟后, 从收敛流场计算出壁面剪切应力(WSS)、标量剪切应力(SSS)和溶血指标。

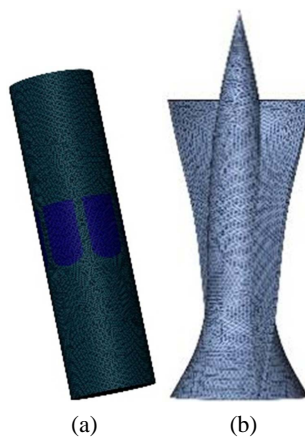


Figure 1. 3D model

图 1. 三维模型

2.2. 剪切应力

非生理性剪切应力(non-physiological shear stress, NPSS) [6]认为会破坏红细胞, 导致溶血[12] [13]。因此, NPSS 分布面积和体积越大的血泵, 其平均溶血水平越高。为了比较这三种叶轮的溶血性能, 首先计算叶轮和壳体表面的 WSS 分布以及叶轮周围流体域的 SSS 分布。血泵内部为复杂的三维流场, 因此需要将剪切应力张量用一个等效剪切应力标量代替[14]。

$$SSS = \tau = \left[\frac{1}{6} \sum_{i \neq j} (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum_{i \neq j} \tau_{ij}^2 \right]^{1/2} \quad (1)$$

其中 τ_{ii} 代表的是正应力; τ_{ij} 代表切应力, 包含粘性切应力和湍流切应力。

2.3. 溶血指数

为探究血细胞流动过程中所受到的切应力与曝光时间之间的关系, Giersiepen 等[15]通过溶血实验得到了溶血值与剪切力和曝光时间的幂函数关系:

$$HI = \Delta Hb / Hb = C \tau^\alpha t^\beta \quad (2)$$

其中, Hb 代表血液中的游离血红蛋白含量($Hb = 140 \text{ g/L}$); ΔHb 代表溶血导致血液游离蛋白的增加量(g/L)。

Garon 等基于双曲线型运输方程提出了一种针对三维数值仿真的快速溶血预估的方法。双曲线型运输方程:

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} + \bar{V} \nabla \right) D_1 = HI' \quad (3)$$

式中, \bar{V} 速度矢量; D_1 : 线性溶血指数; HI' : 单位时间溶血破坏率。

$$HI' = (C * SSS)^{1/\beta} * t \quad [16] [17] [18] \quad (4)$$

$$D_1 = HI'^{1/\beta} \quad (5)$$

则血泵整体稳定流场中线性平均溶血指数为:

$$\bar{D}_1 = \frac{1}{Q} \int HI' dv \quad (6)$$

其中 $C = 1.228 * 10^{-5}$, $\alpha = 1.9918$, $\beta = 0.6606$ 为体外实验经验系数[19]。随后, HI 可计算为 $(\bar{D}_1)^\beta$ 。将溶血值转化为标准的溶血指数(Normalized Index of Hemolysis, NIH):

$$NIH = Hb * HI * 100 \quad (7)$$

人体最大允许标准溶血指标 $NIH = 0.1 \text{ g/100 L}$ [20]。

3. 仿真结果与分析

3.1. 剪切应力

轴流泵在常见的临床操作条件下, 由于其叶轮的高转速, 可能会产生高达约 500 Pa 的 NPSS [21] [22]。图 2, 图 3 为额定工况条件下(35,000 r/min, 2.5 L/min)泵叶轮表面和泵壳上的 WSS 分布。红色区域为 WSS 高于 500 Pa。热点(红色)区域被发现在轮毂上半部, 叶片边缘以及叶片外侧。叶片边缘 WSS 大于叶片内侧。这是因为叶轮随着血液移动, 在壁面附近产生显著的流体速度差, 导致高 WSS。

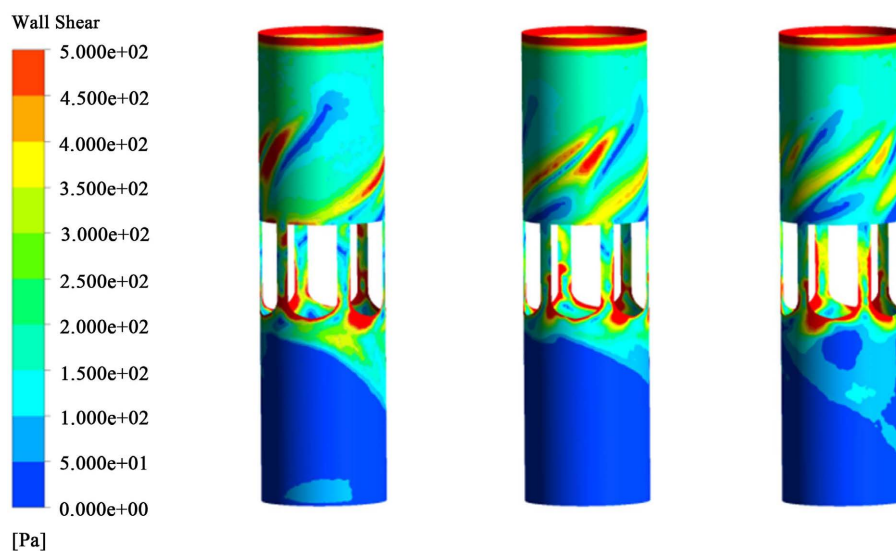


Figure 2. WSS distribution on the impeller of a two-blade (left), three-blade (middle), and four-blade (right) blood pump

图 2. 二叶片(左)、三叶片(中)和四叶片(右)血泵的叶轮上的 WSS 分布

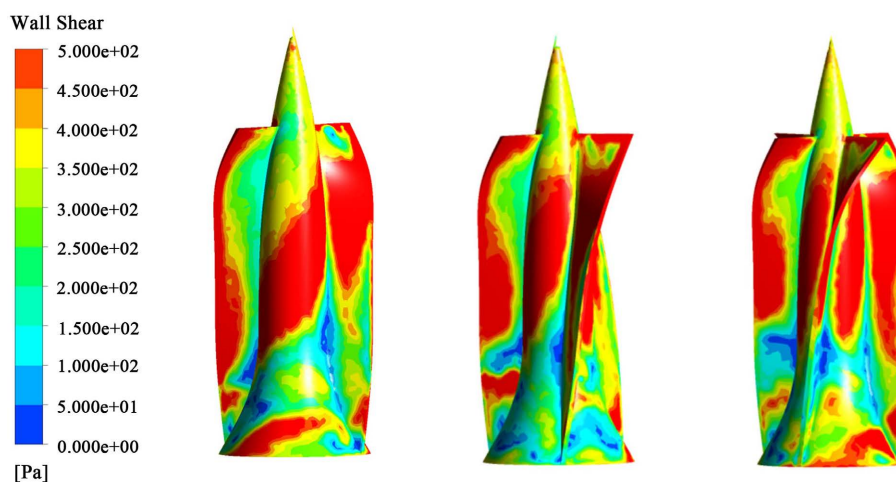


Figure 3. WSS distribution on the two-blade (left), three-blade (middle) and four-blade (right) pump housing

图 3. 二叶片(左)、三叶片(中)和四叶片(右)泵壳上的 WSS 分布

为了定量比较高水平 WSS 对血液损伤的影响, 本研究总结了每个泵叶轮与壁面上的高 WSS (WSS 大于 500 Pa) 区域面积大小。表 2 展示了三种泵叶轮表面 WSS 大于 100 和 500 Pa 的面积大小。

Table 2. WSS area of impeller surface

表 2. 叶轮面 WSS 面积

WSS (Pa)	面积(mm ²)		
	二叶片	三叶片	四叶片
100~500	50.9	64.0	67.0
>500	18.7	18.5	26.0

表 3 展示了三种泵壳表面 WSS 大于 100 和 500 Pa 的面积大小。

Table 3. WSS area of pump housing surface

表 3. 泵壳表面 WSS 面积

WSS (Pa)	面积(mm ²)		
	二叶片	三叶片	四叶片
100~500	87.3	89	80.5
>500	8.7	5.6	5.98

正常工况下三台泵叶轮叶片通道轴向中面和子午面总体 SSS 轮廓如图 4 所示。这些泵的高 SSS (>500 Pa) 的体积非常相似，分布在叶轮流道内，特别是叶顶间隙和出口部分。

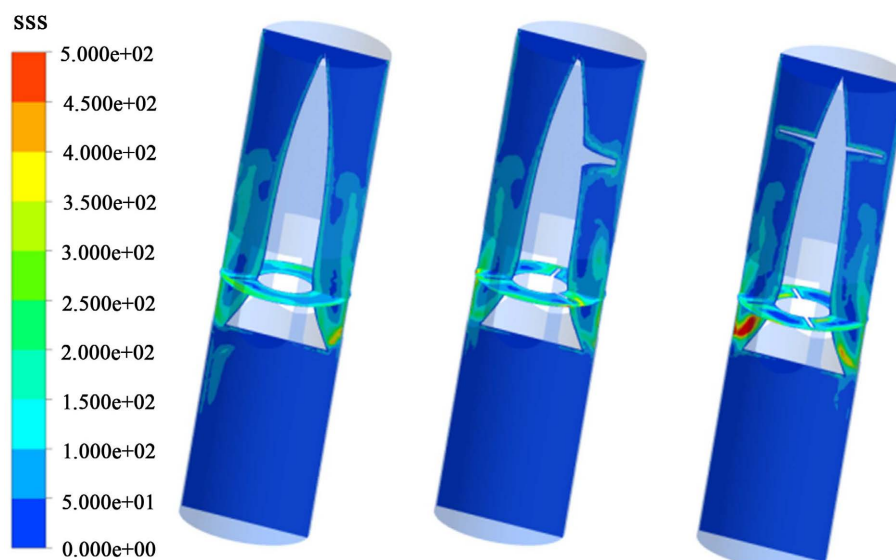


Figure 4. SSS distribution on the impeller of a two-blade (left), three-blade (middle), and four-blade (right) blood pump

图 4. 二叶片(左)、三叶片(中)和四叶片(右)血泵的叶轮上的 SSS 分布

表 4 总结了正常情况下 1) 低于 100 Pa, 2) 在 100~500 Pa 之间, 3) 高于 500 Pa 三种剪切应力水平下各泵的血容量百分比。

Table 4. SSS volume distribution

表 4. SSS 体积分布

SSS (Pa)	体积(%)		
	二叶片	二叶片	二叶片
<100	84.8	84.8	84.8
100~500	14.9	14.9	14.9
>500	0.3	0.3	0.3

3.2. 溶血性能

表 5 为三种叶轮在正常工况条件下的溶血指数。均远小于人体最大允许溶血指数为 0.1 g/100 L，符合国内外标准。

Table 5. NIH for three pumps at flow rates of 2 L/min

表 5. 2 L/min 的流速下，三个泵的 NIH

	二叶片	三叶片	四叶片
NIH	0.07	0.05	0.08

4. 讨论

低于 10 Pa 的剪切应力被称为生理剪切应力(PSS)，这是红细胞在损伤最小的情况下所能承受的剪切应力。相反，10 Pa 至 100 Pa 之间的 NPSS 被认为会拉伸红细胞，可能使其形状可逆变形，导致血红蛋白泄漏[23]。此外，高于 500 Pa 的 NPSS 可能会使红细胞不可逆地破裂，导致血红蛋白释放到血浆中，导致溶血。因此，基于这一问题，分析流场内 WSS 面积和 SSS 体积。较高 SSS (>500 Pa)分布的位置与较高 WSS (>500 Pa)的位置相关，如图 2~4 所示。三种叶轮具有相似的 WSS 和 SSS 分布模式，较高水平的剪切应力(>500 Pa)位于泵壳出口和叶片后缘的近周边区域。对于三叶片式和四叶片式叶轮泵，在其流道内发现更多的高剪切应力区相较于两叶片式叶轮，对比图 3 与图 4 中结果，泵壳上较高 WSS 面积(>500 Pa)的尺寸小于叶轮上的尺寸。这是因为叶轮与血液一起移动，存在较大速度场，而外壳是静止的，产生明显的速度梯度差，从而导致高 WSS。比较这些泵的高 SSS 区域体积大小，发现三叶片式叶轮剪切应力相对较小。

根据 CFD 预测的 HI 和 NIH，四叶片式叶轮泵的溶血性能最差。相较于双叶片和三叶片，它的高 WSS 区域面积(壳体和叶轮)、高 SSS 区域体积更大。这可能是由于更多的叶片数量，导致血液暴露时间较长，泵内 NPSS 的面积、体积较大，从而使溶血增加。两叶片式叶轮泵具有与三叶片式叶轮泵相似的启动容量和更少的叶片数，但在计算和实验上，它的溶血性能表现逊于三叶片式叶轮泵。轴流泵会产生热量，尤其是当以高转速驱动时，会改变血液温度，从而影响机械性能[24]。然而，在本研究中忽略了泵的发热。后期深化研究应结合热仿真，对泵内流场进行更加贴近实际情况的仿真分析。

5. 总结

计算流体动力学在离心式人工心脏血泵设计和优化改进过程中起着非常重要的作用。

1) 本研究提供了高速微型潜血式轴流泵(不同叶片数量)在正常操作条件下的流动结构和血液相容性的表征。研究表明，在直径 5 mm 的轴流泵内，通过改变叶片数量方法对轴流泵进行优化改进，优化后，血泵内流场紊乱现象得到明显改善，最终使影响溶血值的 WSS 和 SSS 均有所降低，血泵溶血性能得到改善。三叶片式叶轮更适用于高速微型潜血式轴流血泵的叶轮设计方案。

2) 通过理论分析和仿真验证发现，在设计工况下，轴流式血泵流场中最大速度有作为流场优化过程中的直观指标参数的潜力。

参考文献

- [1] Benjamin, E.J., Virani, S.S., Callaway, C.W., *et al.* (2018) Heart Disease and Stroke Statistics—2018 Update: A Report from the American Heart Association. *Circulation*, **137**, e493. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000573>
- [2] O'Halloran, C.P., Thiagarajan, R.R., Yarlagaadda, V.V., *et al.* (2019) Outcomes of Infants Supported with Extracorpo-

- real Membrane Oxygenation Using Centrifugal versus Roller Pumps: An Analysis from the Extracorporeal Life Support Organization Registry. *Pediatric Critical Care Medicine*, **20**, 1177-1184. <https://doi.org/10.1097/PCC.0000000000002103>
- [3] Halaweish, I., et al. (2015) Roller and Centrifugal Pumps: A Retrospective Comparison of Bleeding Complications in Extracorporeal Membrane Oxygenation. *ASAIO Journal*, **61**, 496-501. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000243>
- [4] Hanke, J.S., Rojas, S.V., Mahr, C., et al. (2018) Five-Year Results of Patients Supported by HeartMate II: Outcomes and Adverse Events. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, **53**, 422-427. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezx313>
- [5] Han, D., Shah, A., Awad, M.A., et al. (2022) Development of an Ambulatory Extracorporeal Membrane Oxygenation System: From Concept to Clinical Use. *Applications in Engineering Science*, **10**, Article ID: 100093. <https://doi.org/10.1016/j.apples.2022.100093>
- [6] Zhang, J., Chen, Z., Griffith, B.P. and Wu, Z.J. (2020) Computational Characterization of Flow and Blood Damage Potential of the New Maglev CH-VAD Pump versus the HVAD and HeartMate II Pumps. *The International Journal of Artificial Organs*, **43**, 653-662. <https://doi.org/10.1177/0391398820903734>
- [7] He, G., Zhang, J., Shah, A., et al. (2021) Flow Characteristics and Hemolytic Performance of the New Breathe Centrifugal Pump in Comparison with the CentriMag and Rotaflow Pumps. *The International Journal of Artificial Organs*, **44**, 829-837. <https://doi.org/10.1177/03913988211041635>
- [8] 许剑, 周娜, 王妍, 等. 一种微型心室辅助装置的研制[J]. 中西医结合心血管病电子杂志, 2018, 6(7): 12-13.
- [9] 齐家兴. 微型左心室辅助装置的优化与血液损伤预测[D]: [硕士学位论文]. 武汉: 华中科技大学, 2011.
- [10] 王晨, 徐博翎, 吴鹏. 叶片倒角对 FDA 标准血泵流场和溶血预测的影响[J]. 医用生物力学, 2019(1): 58-63.
- [11] Li, Y., Xi, Y., Wang, H., et al. (2022) A New Way to Evaluate Thrombotic Risk in Failure Heart and Ventricular Assist Devices. *Medicine in Novel Technology and Devices*, **16**, Article ID: 100135. <https://doi.org/10.1016/j.medntd.2022.100135>
- [12] Chen, Z., Jena, S.K., Giridharan, G.A., et al. (2019) Shear Stress and Blood Trauma under Constant and Pulse-Modulated Speed CF-VAD Operations: CFD Analysis of the HVAD. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **57**, 807-818. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-1922-0>
- [13] Chen, Z., Koenig, S.C., Slaughter, M.S., et al. (2018) Quantitative Characterization of Shear-Induced Platelet Receptor Shedding: Glycoprotein Iba, Glycoprotein VI and Glycoprotein IIb/IIIa. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, **64**, 773-778. <https://doi.org/10.1097/MAT.0000000000000722>
- [14] Bludszweit, C. (2010) Three-Dimensional Numerical Prediction of Stress Loading of Blood Particles in a Centrifugal Pump. *Artificial Organs*, **19**, 590-596. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1995.tb02386.x>
- [15] Giersiepen, M., Wurzinger, L.J., Opitz, R., et al. (1990) Estimation of Shear Stress-Related Blood Damage in Heart Valve Prostheses—*In Vitro* Comparison of 25 Aortic Valves. *International Journal of Artificial Organs*, **13**, 300-306. <https://doi.org/10.1177/039139889001300507>
- [16] Chen, Z., Jena, S.K., Giridharan, G.A., et al. (2017) Flow Features and Device-Induced Blood Trauma in CF-VADs under a Pulsatile Blood Flow Condition: A CFD Comparative Study. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, **34**, e2924. <https://doi.org/10.1002/cnm.2924>
- [17] Farinas, M.I., Garon, A., Lacasse, D., et al. (2006) Asymptotically Consistent Numerical Approximation of Hemolysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, **128**, 688-696. <https://doi.org/10.1115/1.2241663>
- [18] Taskin, M.E., Fraser, K.H., Zhang, T., et al. (2012) Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation. *Asaio Journal*, **58**, 363-372. <https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e318254833b>
- [19] Ding, J., Niu, S., Chen, Z., et al. (2015) Shear-Induced Hemolysis: Species Differences. *Artificial Organs*, **39**, 795-802. <https://doi.org/10.1111/aor.12459>
- [20] 王芳群. 应用 CFD 技术探明叶轮设计对人工心脏血泵内流场及切应力分布的影响[D]: [硕士学位论文]. 镇江: 江苏大学, 2003.
- [21] Chen, Z., Zhang, J., Li, T., et al. (2020) The Impact of Shear Stress on Device-Induced Platelet Hemostatic Dysfunction Relevant to Thrombosis and Bleeding in Mechanically Assisted Circulation. *Artificial Organs*, **44**, E201-E213. <https://doi.org/10.1111/aor.13609>
- [22] Gross-Hardt, S., Hesselmann, F., Arens, J., et al. (2019) Low-Flow Assessment of Current ECMO/ECCO₂R Rotary Blood Pumps and the Potential Effect on Hemocompatibility. *Critical Care*, **23**, Article No. 348. <https://doi.org/10.1186/s13054-019-2622-3>
- [23] Horobin, J.T., Sabapathy, S. and Simmonds, M.J. (2020) Red Blood Cell Tolerance to Shear Stress above and below the Subhemolytic Threshold. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, **19**, 851-860.

<https://doi.org/10.1007/s10237-019-01252-z>

- [24] Han, D., Zhang, J., Griffith, B.P., *et al.* (2022) Models of Shear-Induced Platelet Activation and Numerical Implementation with Computational Fluid Dynamics Approaches. *Journal of Biomechanical Engineering*, **144**, Article No. 040801. <https://doi.org/10.1115/1.4052460>