

婴幼儿磁悬浮离心式血泵内部流场数值仿真及结构优化

刘姗姗¹, 叶萍¹, 饶俊², 钱悦²

¹上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

²微创外科医疗科技(上海)有限公司, 上海

收稿日期: 2025年3月2日; 录用日期: 2025年3月25日; 发布日期: 2025年4月3日

摘要

目的: 探讨一种应用于婴幼儿的磁悬浮离心式血泵内部流场和血液流动性能, 并对叶轮结构进行优化, 为磁悬浮离心式血泵的结构设计提供参考。方法: 本研究采用计算流体动力学(CFD)技术, 基于 $k-\omega$ 湍流模型, 在ANSYS Fluent平台上对磁悬浮离心式血泵的内部流场特性进行数值模拟与分析。具体模拟工况设定为流量 $Q = 1 \text{ L/min}$, 转速 $n = 2200 \text{ r/min}$, 计算分析血泵内部的压力场、速度场及剪切应力分布特性, 通过改变流量和转速条件评估血泵的水力性能。基于仿真结果对叶轮结构进行优化设计, 并对优化后的结构进行仿真验证。通过对优化前后仿真结果的对比分析, 验证优化方案的有效性。结果: CFD计算结果表明, 优化前血泵流道压力场呈均匀分布; 最大流速为 6.42 m/s , 位于叶轮尖端, 95%的流域保持 $2 \sim 5 \text{ m/s}$ 的速度(低于 6 m/s 的溶血阈值)。叶轮的高剪切应力区域($>150 \text{ Pa}$)占比小于5%。水力特性符合 $Q-H$ 负相关及转速正相关规律。优化后泵内最大流速降低14.5% (峰值 5.49 m/s), 叶轮高剪切区占比缩减至1% (715 Pa峰值), 显著提高了血液相容性。结论: 优化后无叶片尖角结构叶轮可以有效减少泵内大剪切应力区域分布, 降低泵内发生溶血的概率, 提升泵的溶血性能, 证明了优化叶轮结构的有效性。

关键词

离心式血泵, 剪切力, 流场, 计算流体力学, 数值模拟

Numerical Simulation and Structural Optimization of Internal Flow Field of Magnetic Levitation Centrifugal Blood Pump for Infants

Shanshan Liu¹, Ping Ye¹, Jun Rao², Yue Qian²

¹School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

文章引用: 刘姗姗, 叶萍, 饶俊, 钱悦. 婴幼儿磁悬浮离心式血泵内部流场数值仿真及结构优化[J]. 建模与仿真, 2025, 14(4): 40-49. DOI: 10.12677/mos.2025.144263

Abstract

Objective: To investigate hemodynamic characteristics and optimize impeller configuration in a magnetically levitated centrifugal blood pump for pediatric applications, establishing design guidelines for enhanced hematological performance. **Methods:** In this study, computational fluid dynamics (CFD) technology and k- ω turbulence model were used to numerically simulate and analyze the internal flow field characteristics of maglev centrifugal blood pump on ANSYS Fluent platform. The specific simulation conditions were set as flow $Q = 1$ L/min and speed $n = 2200$ r/min. The pressure field, velocity field and shear stress distribution characteristics inside the blood pump were calculated and analyzed, and the hydraulic performance of the blood pump was evaluated by changing the flow rate and speed conditions. The impeller structure is optimized based on the simulation results, and the optimized structure is verified by simulation. Through the comparative analysis of the simulation results before and after optimization, the effectiveness of the optimization scheme is verified. **Results** The CFD calculation results show that the pressure field of blood pump flow channel is evenly distributed before optimization. Maximum velocity of 6.42 m/s localized at impeller tips, while 95% flow domain maintained 2~5 m/s velocities (below 6 m/s hemolysis threshold). The high shear stress area (>150 Pa) of the impeller is less than 5%. The hydraulic characteristics are consistent with Q-H negative correlation and speed positive correlation. After optimization, the maximum flow rate in the pump is reduced by 14.5% (peak 5.49 m/s), the proportion of high shear zone in the impeller is reduced to 1% (peak 715 Pa), significantly improving blood compatibility. **Conclusion:** After optimization, the impeller without sharp Angle structure can effectively reduce the regional distribution of large shear stress in the pump, reduce the probability of hemolysis in the pump, and improve the hemolysis performance of the pump, which proves the effectiveness of optimizing the impeller structure.

Keywords

Centrifugal Blood Pump, Shear Force, Flow Field, Computational Fluid Mechanics, Numerical Simulation

Copyright © 2025 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

在现代医学领域, 婴幼儿心脏疾病的治疗仍然是一个极具挑战性的课题[1]。心力衰竭等严重心脏病在婴幼儿患者中的发病率虽然相对较低, 但其病变性质复杂、发展迅速且治疗难度高。目前, 在儿科心力衰竭患者中, 体外膜肺氧合(ECMO)是最常用的机械循环支持方法[2], 但并不适用于长期(超过两周)植入或等待心脏移植(BTT) [2]。心室辅助装置(VAD)则被证明是对患有扩张型心肌病或因严重先天性缺陷而具有单心室生理的儿科患者进行长期循环支持的一种有效选择[2] [3]。

磁悬浮离心式血泵作为一种新兴的心室辅助装置, 因其独特的无接触轴承设计, 能有效降低血液损伤和机械故障风险, 是目前国际上人工心脏泵研究领域的一大热点[4] [5]。当前磁悬浮离心式血泵已在成

人临床应用中取得良好效果[6]-[8]。但其在婴幼儿人群中应用受限,主要归因于以下问题:1) 尺寸过大,不适配婴幼儿的体积特征;2) 难以匹配婴幼儿血流动力学需求;3) 预充量要求较高,增加了临床使用的难度和风险[9] [10]。因而本文中用到的血泵考虑到婴幼儿患者体积小,血泵预充量要求尽可能小,在泵的体积上进行优化设计,尺寸小更适配于婴幼儿患者。

现在我国自主研发的 VAD 均为成人设计[6],国内在儿童心室辅助装置研发方面还处于起步阶段,进行研究的机构较少,有一些项目还在研发阶段,没有能够进入临床使用的辅助装置。对应用于儿童的 VAD 泵头进行设计研究可以填补国内这方面的短板,还可以打破国内市场被国外产品垄断的局面,降低使用成本,使国内更多的医疗机构能为婴幼儿患者提供心室辅助治疗。

随着计算机技术的发展,计算流体力学(CFD)已成为叶轮式血泵结构设计与优化过程中广泛应用的关键工具[11]。本研究通过对血泵的体积进行缩小设计,降低血泵预充量要求,使其更适配婴幼儿患者。利用 CFD 技术对血泵内部流场进行数值仿真,系统分析了压力场、速度场及剪切应力分布等关键流体力学参数对血泵的性能和生物相容性的影响。基于仿真结果对叶轮结构进行优化设计,通过对比叶片尖端设计对泵内剪切应力分布的影响,旨在减少对红细胞的机械损伤。

2. 磁悬浮离心血泵结构及流场模型

离心式血泵的主要原理是依靠旋转叶轮对血液的作用把原动机的机械能传递给血液,血液在离心力作用下沿着径向流出,其速度能和压力能得到增加,被叶轮甩出的血液将以一定压力和流量进入升主动脉,从而将血液泵送至全身,最终完成血液循环[5]。

一般离心式磁悬浮血泵结构上主要分为上下两部分,上半部分为泵头,下半部分结构为电机。泵头部分主要由蜗壳、叶轮以及转子三大部分组成,其整体结构如图 1 所示。

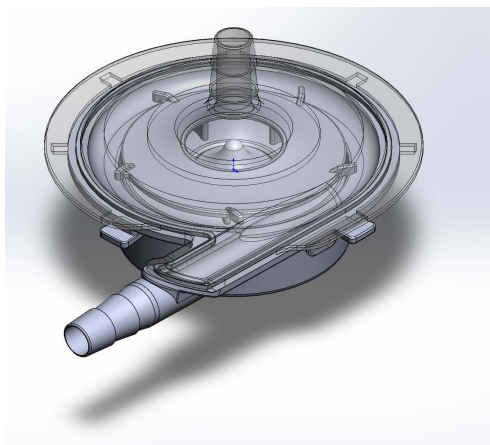


Figure 1. Overall structure diagram of the blood pump
图 1. 血泵整体结构图

其剖视图如图 2 所示,其中蜗壳分为蜗壳上盖和蜗壳下盖两部分,转子部分被叶轮包围。该血泵蜗壳直径 70 mm,高度为 45.64 mm,叶轮直径 39.9 mm,进口直径为 6 mm,出口直径为 6.2 mm。

建立离心式人工心脏泵模型并进行网格划分,是计算流体力学数值模拟的关键,网格质量的高低直接决定着模拟结果的准确性[12]。本文利用 Ansys 软件对流体域进行提取。为了减小边界条件对仿真结果的影响,保证进入计算域的流动得到充分发展,借助 Solidworks 三维设计软件对血泵入口流道处进行延伸。得到图 3 所示血泵流体域模型,由叶轮流道、蜗壳流道、血液进出口流道组成。

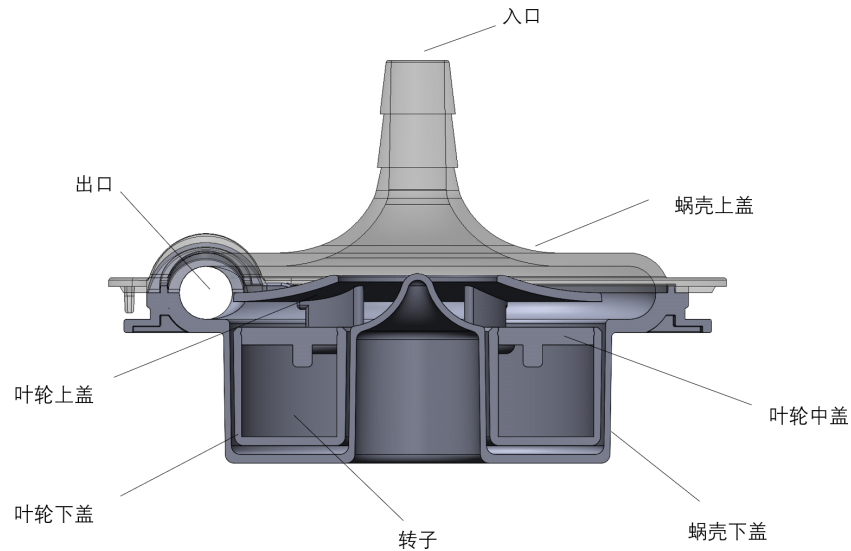


Figure 2. Cross-sectional view of the blood pump
图 2. 血泵剖视图

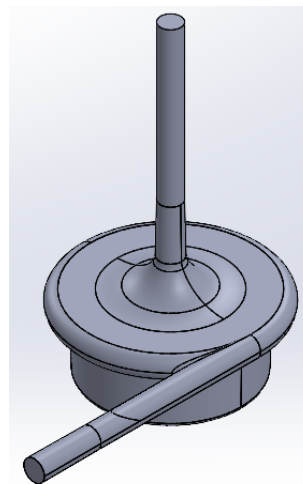


Figure 3. Fluid domain model of the blood pump
图 3. 血泵流体域模型

得到流体域模型后在 **Fluent** 中进行网格划分, 由于非结构化网格对复杂流场的适应性较好, 而血泵内部流场相对复杂, 所以本文采用非结构化网格进行网格划分。

为了减小网格数对实验影响的误差, 需进行对计算域进行网格无关性验证。本研究分别计算了 70~470 万网格下对于血泵扬程的影响, 如表 1 所示。当网格数量达到 370 万左右时, 扬程逐渐趋于稳定, 且扬程变化率最小。出于缩短计算时间的考虑, 选择网格数量为 3,784,144 的网格模型进行后续仿真。

3. 边界条件及湍流模型

3.1. 边界条件

流体设置为血液, 看作不可压缩的牛顿流体[13][14], 密度为 1050 kg/m^3 , 黏度设置为 $3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ 。血泵的预设边界条件主要由以下三个组成: 1) 入口设置为流量入口, 根据计算流量大小设置为 0.018 kg/s ,

湍流强度为 5%；2) 出口设置为压力出口；3) 使用冻结转子模型，血泵内部结构划分为旋转区域(叶轮部分)和静止区域(泵壳部分)，壁面定义为无滑移。

Table 1. Mesh independence verification
表 1. 网格无关性验证

编号	网格总数	扬程 H/mmHg	扬程变化率/%
1	719,784	91.34	-
2	1,700,374	92.13	1.98
3	2,775,252	93.26	1.23
4	3,784,144	93.49	0.25
5	4,771,762	93.92	0.46

3.2. 湍流模型

在 Ansys 的湍流模型中，常见的湍流模型有 Inviscid 模型、Laminar 模型、Spalart-Allmaras (SA)模型、 $k-\epsilon$ 模型、 $k-\omega$ 模型和雷诺应力模型(RSM) [15] [16]。 $k-\omega$ 湍流模型具有不需要壁面函数也可以在壁面上进行积分以及对于有压力梯度的大范围边界层流动是精确稳定的广泛特点。Fluent 平台提供了 $k-\omega$ 模型下的两个子模型，即标准 $k-\omega$ (SKW)模型和剪切应力运输 $k-\omega$ (SSTKW)模型，其中 SKW 模型在航天和涡轮机械领域应用最为广泛。SSTKW 模型则是可以将近壁区的标准低雷诺数 $k-\omega$ 模型与远场的高雷诺数 $k-\omega$ 模型相结合，该方程考虑了湍流剪切力的效应[17]，增加了改进的湍流粘性公式来解决湍流剪切应力引起的输运效果，相对来说精度较好，适用性也更广泛，所以其应用于心脏泵的效果较好[18]。综合考量下本研究选择该湍流模型进行求解。

4. 数值模型计算及结果分析

利用 Fluent 流体分析软件对血泵内的三维不可压湍流流场进行数值模拟，在流量设定为 1 L/min，转速为 2200 rpm 的工况下进行数值模拟计算，当所有残差均小于 10^{-3} ，且出口压力和流量均达到稳定状态时，认为计算达到收敛。

4.1. 血泵压力场分析

血泵的内部压力分布见图 4。血液以较低的压力从进入血泵入口，处于负压状态，在这种负压作用下，血液被吸入到叶轮流道中，随着叶轮旋转运动。血泵入口为低压区，出口为高压区，压力分布显示出一定程度的对称性，表明泵内流体流动稳定。叶片前缘和中心柱附近存在局部低压区，压力由中心向外围呈径向增加，符合血泵在压力场中的分布特性。进出口压差为 12,744 Pa，约为 96 mmHg。

4.2. 血泵速度场分析

血泵内部的速度云图以截面形式呈现，如图 5 所示。当血液流入血泵入口时，速度虽较低但分布较为均匀，并没有出现明显流动分离现象[19]。血液进入叶片到叶轮流道后，迅速获得动量并流出蜗壳，整体流动结构与图 4 中的压力分布一致。入口和二次流道区域的速度相对较低，而沿旋转叶片的速度较高，且速度峰值出现在叶尖附近。入口速度约为 0.8 m/s 左右，随后进入叶轮流道，随着叶轮顺时针旋转，速度逐渐增大，从 0.8 m/s 逐渐增至 6.42 m/s。由于叶轮的旋转作用，叶轮叶片尖角附近存在较大速度。泵内血液均处于流动状态，并没有出现血液滞止区。

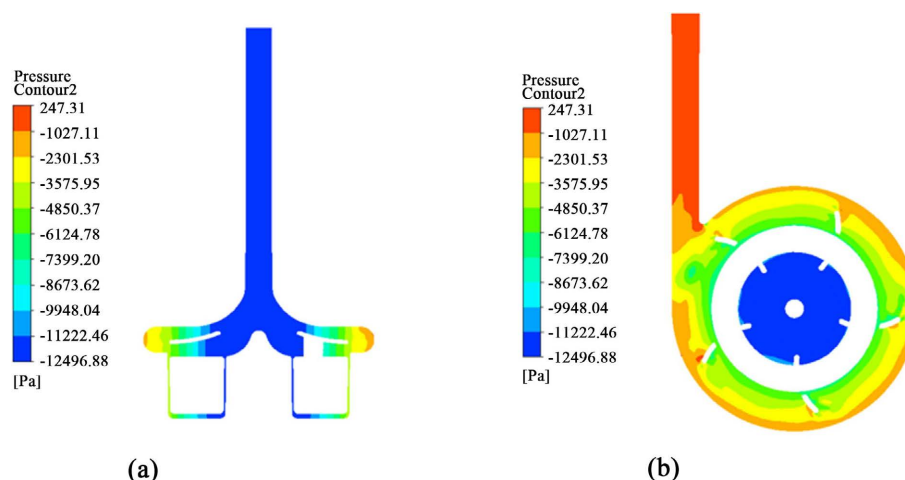


Figure 4. Pressure contour plot of the central cross-section in the blood pump

图 4. 血泵中心截面压力云图

有研究表明[20],当血泵内垂直撞击速度达到 6 m/s 以上时,红细胞可能会发生破裂而导致溶血。通过云图分析可知,血泵整体流道内绝大部分区域速度范围为 2~5 m/s,远低于触发溶血的速度临界值(6 m/s),这表明该泵设计具有可行性。

泵内流速快慢对患者均会带来严重后果。流速过慢会导致血液在泵头内停滞,使得血小板激活和凝血因子的积累,从而增加血栓形成的风险;同时,延长血细胞的暴露时间会损害红细胞膜,显著提高血细胞破裂的可能性[21],进而增加溶血现象发生的概率。流速过快则会使得血液承受的剪切力增加,导致红细胞破裂并释放出血红蛋白,导致溶血。

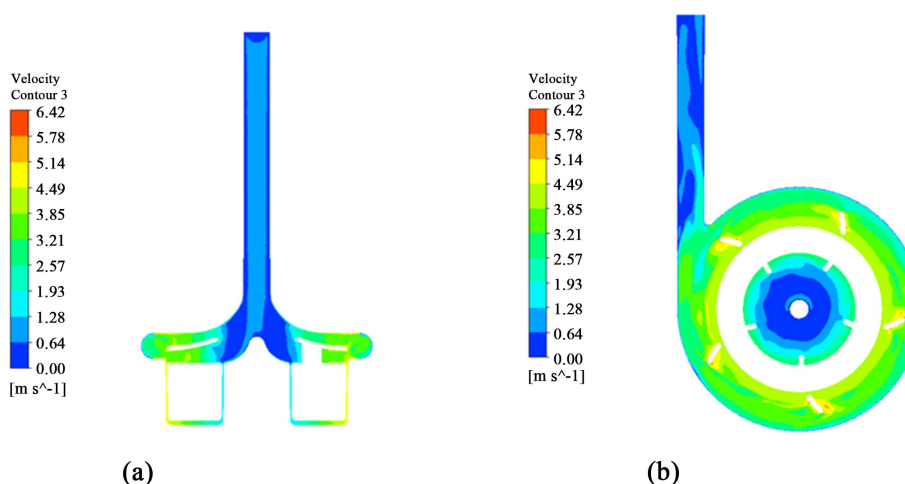


Figure 5. Velocity contour plot of the central cross-section in the blood pump

图 5. 血泵中心截面速度云图

4.3. 剪切应力分析

本研究截取叶轮表面的剪切应力图,具体如图 6 所示。结果显示,叶轮大剪切应力区域主要集中在叶轮叶片尖角附近,其余绝大部分区域剪切应力均小于 150 Pa。其中泵内最大剪切应力为 732.8 Pa,根据国内外研究人工心脏泵相关文献的结论可知[22] [23],当剪切应力小于 150 Pa 时,红细胞能够长时间保

持活性；当剪切应力在 150 Pa 至 1000 Pa 之间时，随着时间的推移，红细胞受损程度逐渐增加，最终失去活性，造成溶血现象；而当剪切应力超过 1000 Pa 时，红细胞会瞬间破裂，释放出血红蛋白，完全失去活性[11]。本研究中心血泵最大剪切应力远小于 1000 Pa，因而红细胞不会在泵内因为所受剪切应力过大而突然破裂，鉴于血液在泵内的短暂停留时间，综合考量下可得该泵对血液的剪切力影响在可接受范围内。

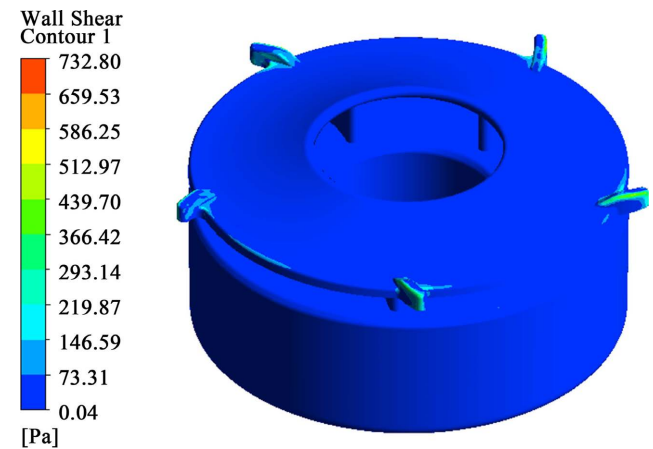


Figure 6. Shear stress distribution diagram on the impeller surface
图 6. 叶轮表面剪切应力图

4.4. 不同转速下血泵的水力性能分析

本研究中只对血泵 0~2 L/min 流量进行仿真，血泵在血液中的流量压差关系见图 7。当叶轮转速在 3000~3500 r/min 范围内变化时，泵头的扬程在 180~290 mmHg 范围内变化；当叶轮转速在 2000~2500 r/min 范围内变化时，泵头的扬程在 80~150 mmHg 范围内变化；当叶轮转速在 1000~1500 r/min 范围内变化时，泵头的扬程在 10~50 mmHg 范围内变化。仿真结果表明，血泵的扬程随流量的增大而减小、随叶轮转速的增大而增大，符合血泵在流体中的流量压差情况。在同一转速下，随着流量的增加，扬程呈现逐渐下降的趋势。这是离心泵的主要特性：流量和扬程之间存在一定的负相关关系。

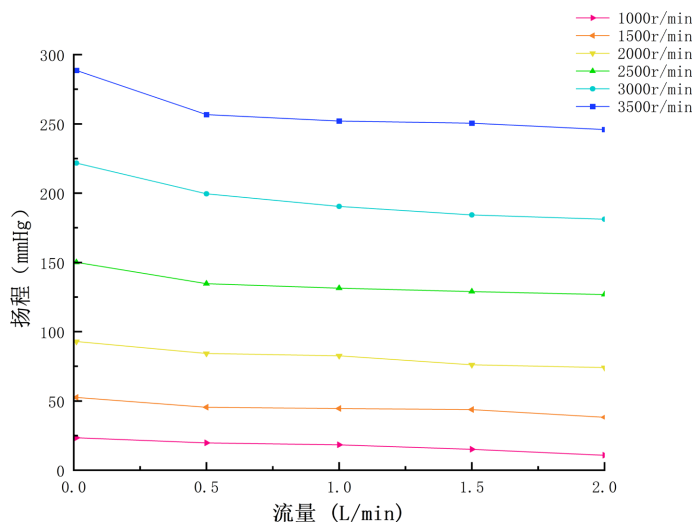


Figure 7. Relationship between flow rate and head in a blood pump
图 7. 血泵中流量与扬程的关系

5. 叶轮结构优化

根据初步仿真结果分析可知，泵内高压区域、速度区域、剪切应力区域主要集中分布在叶轮叶片尖角附近。因此对叶轮部分进行结构优化，将叶片尖角部分去掉以期改善泵的溶血性能。

在相同工况下对优化后的叶轮结构进行仿真分析，将优化前后的血泵内部流场数据对比汇总如表 2 所示，可以看出在同样的转速下，优化前血泵能提供更大的扬程，但它也导致泵内产生更大的速度，触发溶血速度临界值为 6 m/s，优化后的速度远远小于该指标。且优化后泵内最大剪切应力为 715.2 Pa，跟优化前相比有所降低。

Table 2. Statistical table of flow field data inside the blood pump before and after optimization
表 2. 优化前后血泵内部流场数据统计表

有无叶片尖角	扬程/mmHg	最大速度/m/s	最大剪切应力/Pa
有(优化前)	95.61	6.42	733.03
无(优化后)	88.74	5.49	715.2

为了对优化前后的结果更直观的观察，截取优化前后叶轮部分剪切应力大于 150 Pa 区域，如图 8 所示。其中(a)为优化前，(b)为优化后，可以看出相较于(a)而言，(b)叶轮及其附近剪切应力大于 150 Pa 区域大幅度减少，极大程度上降低了泵内出现溶血概率的可能。

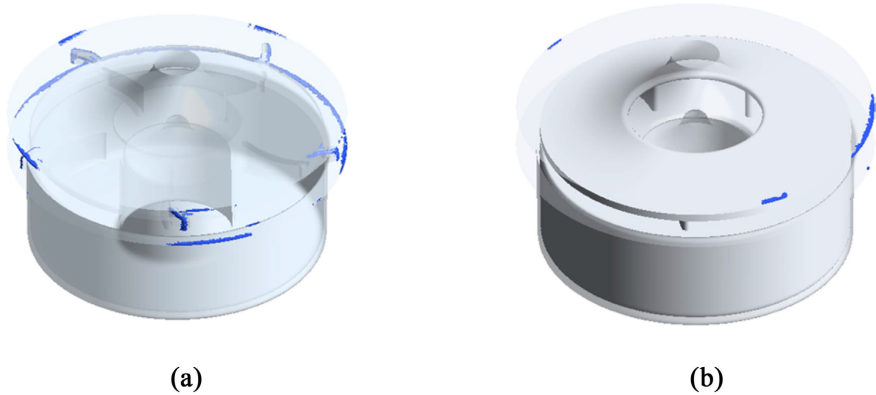


Figure 8. Shear stress distribution (>150 Pa) in the impeller before and after optimization
图 8. 优化前后叶轮部分剪切应力大于 150 Pa 区域分布图

6. 讨论

本研究优化后的模型在 1 L/min 血流量，2200 rpm 的转速下，能提供 89 mmHg 左右的扬程，比 Throckmorton 等[24]设计的磁悬浮轴流式儿科心室辅助装置(PVAD)在更低的转速下能够提供更高的扬程，其装置在 6000~9000 rpm 转速下，只能提供 50~95 mmHg 左右的扬程。Litwak 等[25]研发的用于婴幼儿的微型离心血泵在转速为 2500 rpm、流量为 1 L/min 工况下仅能提供约为 55 mmHg 左右的扬程，而本研究中的离心泵在同样工况下能提供的扬程值为 127 mmHg。Tompkins 等[26]研发的磁悬浮离心式心室辅助装置在 5000 rpm 转速下能提供 150 mmHg 扬程，本研究中对泵进行水力性能分析后，在 3000 rpm 转速能提供 190 mmHg 左右的扬程，在更低的转速下能提供更高的扬程，这表明本研究中的血泵具有更好的水力性能。云忠等[20]应用 CFD 仿真技术对血泵中的速度场进行仿真分析，其研究结果表明当垂直撞

击速度大于 6 m/s 以上时,红细胞有可能发生破裂而导致溶血。本研究优化后的模型泵内最大速度也仅为 5.49 m/s,远低于可能发生溶血速度。程云章等[27]对 Sarns 型号血泵进行研究计算得出在转速为最高为 1810 rpm 时,叶轮处大于 150 Pa 区域占比小,而本文中优化后在 2200 rpm 转速下,叶轮部分大于 150 Pa 区域仍然占比极小,这说明本研究中的泵具有更好的溶血性能。

关于泵的尺寸方面,由于婴幼儿患者体积小,需要尺寸小以便更适配于婴幼儿患者。目前市面上可用的儿科体外旋转泵例如 BP-50 以及 Rotaflow,其叶轮直径分别为 79 mm、49 mm,本研究中的血泵叶轮直径仅为 39.9 mm,比之分别减小 49%和 19% [26]。

鉴于婴幼儿肝肾等功能尚未成熟,对血液破坏的耐受程度低于成人,追求血液性能更好的离心泵是必然的发展趋势,后续可以考虑在现有离心泵基础上再进一步优化。由仿真结果发现高剪切应力区、高压区、高速区域都主要分布在叶轮叶片附近,后续优化可以从调整叶片的进出口角度、叶片厚度以及叶片数量等参数方面入手。

7. 结论

目前,国内对应用于婴幼儿的磁悬浮离心泵研究较少,本研究基于 CFD 技术完成对设计应用于婴幼儿的磁悬浮离心式血泵内部流场数值仿真,并对叶轮结构进行优化,为磁悬浮离心式血泵的结构设计提供参考。CFD 计算结果显示将叶轮结构优化后,无尖角结构叶轮可以有效降低泵内大剪切应力区域分布,降低泵内发生溶血情况几率,提升泵的溶血性能,证明了对叶轮部分结构优化的有效性。此外在研究过程中发现设计时添加尖角结构可以在同样工况下提升泵的扬程,但溶血性能有所降低,如何平衡两者之间的关系也可以作为进一步的研究目标。

参考文献

- [1] Shin, Y.R., Park, Y. and Park, H.K. (2019) Pediatric Ventricular Assist Device. *Korean Circulation Journal*, **49**, 678-690. <https://doi.org/10.4070/kcj.2019.0163>
- [2] Throckmorton, A.L., Allaire, P.E., Gutgesell, H.P., Matherne, G.P., Olsen, D.B., Wood, H.G., et al. (2002) Pediatric Circulatory Support Systems. *ASAIO Journal*, **48**, 216-221. <https://doi.org/10.1097/00002480-200205000-00003>
- [3] Ashton, R.C., Oz, M.C., Michler, R.E., Champsaur, G., Catanese, K.A., Hsu, D.T., et al. (1995) Left Ventricular Assist Device Options in Pediatric Patients. *ASAIO Journal*, **41**, M277-M280. <https://doi.org/10.1097/00002480-199507000-00011>
- [4] Akamatsu, T., Nakazeki, T. and Itoh, H. (1992) Centrifugal Blood Pump with a Magnetically Suspended Impeller. *Artificial Organs*, **16**, 305-308. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1992.tb00317.x>
- [5] 吴华春, 王志强, 龚高, 等. 离心式磁悬浮血泵内部流场数值仿真[J]. 解放军医药杂志, 2013, 25(8): 51-54.
- [6] 朱裴欣, 管翔, 李庆国. 磁悬浮心室辅助装置的研究进展[J]. 国际心血管病杂志, 2023, 50(5): 274-277.
- [7] 李平, 董念国. 机械循环辅助治疗心力衰竭进展[J]. 内科急危重症杂志, 2023, 29(6): 441-445.
- [8] Guan, Y.L., Su, X.W., McCoach, R., Kunselman, A., El-Banayosy, A. and Ündar, A. (2010) Mechanical Performance Comparison between Rotaflow and Centrimag Centrifugal Blood Pumps in an Adult ECLS Model. *Perfusion*, **25**, 71-76. <https://doi.org/10.1177/0267659110365366>
- [9] Pinney, S.P. and Chen, J.M. (2018) Pediatric Ventricular Assist Devices. *Journal of the American College of Cardiology*, **72**, 416-418. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2018.05.025>
- [10] Fox, C.S., Palazzolo, T., Hirschhorn, M., Stevens, R.M., Rossano, J., Day, S.W., et al. (2022) Development of the Centrifugal Blood Pump for a Hybrid Continuous Flow Pediatric Total Artificial Heart: Model, Make, Measure. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, **9**, Article 886874. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.886874>
- [11] Behbahani, M., Behr, M., Hormes, M., Steinseifer, U., Arora, D., Coronado, O., et al. (2009) A Review of Computational Fluid Dynamics Analysis of Blood Pumps. *European Journal of Applied Mathematics*, **20**, 363-397. <https://doi.org/10.1017/s0956792509007839>
- [12] 谢雄, 谭建平, 刘云龙. 轴流式血泵流体特性 cfd 研究[J]. 工程设计学报, 2014, 21(2): 154-160.

- [13] Carswell, D., Hilton, A., Chan, C., McBride, D., Croft, N., Slone, A., *et al.* (2013) Development of a Radial Ventricular Assist Device Using Numerical Predictions and Experimental Haemolysis. *Medical Engineering & Physics*, **35**, 1197-1203. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.12.008>
- [14] Kido, K., Hoshi, H., Watanabe, N., Kataoka, H., Ohuchi, K., Asama, J., *et al.* (2006) Computational Fluid Dynamics Analysis of the Pediatric Tiny Centrifugal Blood Pump (TinyPump). *Artificial Organs*, **30**, 392-399. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2006.00231.x>
- [15] 党明岩, 王复兴. 数值模拟在离心泵性能研究中的应用进展[J]. 辽宁师专学报(自然科学版), 2020, 22(4): 1-6.
- [16] Li, H., Zhang, M., Luo, X. and Wu, Q. (2023) Investigation on the Effects of Blade Thickness for a Centrifugal Rotary Blood Pump. *Journal of Mechanical Science and Technology*, **37**, 767-778. <https://doi.org/10.1007/s12206-023-0120-7>
- [17] 胡婉倩, 李学敏, 徐林, 等. 流量与叶片出口宽度对离心血泵溶血性能的影响[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(10): 1581-1587.
- [18] 黄河, 刘浩, 曹倩倩, 等. 心脏泵悬浮支承结构优化及抗溶血性能分析[J]. 实用临床医药杂志, 2022, 26(24): 1-6, 12.
- [19] Berg, N., Fuchs, L. and Pahl Wittberg, L. (2018) Flow Characteristics and Coherent Structures in a Centrifugal Blood Pump. *Flow, Turbulence and Combustion*, **102**, 469-483. <https://doi.org/10.1007/s10494-018-9994-3>
- [20] 云忠, 谭建平. 基于血液撞击损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析[J]. 中南大学学报(自然科学版), 2008, 39(1): 135-142.
- [21] 王宇. 离心式液力悬浮血泵的设计与优化[D]: [硕士学位论文]. 武汉: 武汉科技大学, 2019. https://kns.cnki.net/kcms2/article/abstract?v=K-Um1AVqjsKoiIC4J-JAalk2zEQ12jsf_Ay2wGrPIxoU-VOIaJ6UWHXRofJ5R9edAEIluOYfszbN8KahRbrho2O1fVqXoldmQHgmsK9IP9NUVo2HGGuCV-PYtNVfZD5JqQ4AAo5G1zZDpABP5fsuRka3b94RNVLRKKA1jM3FlivSFyEMFbvyU-FyxLvsvywwdbJmmGm0xEhkjoF2FIaMiJZvWmdU9bZfwZrST7dGO9OIR9AbC_rs7U6Gg==&uniplatform=NZKPT&language=CHS
- [22] 龚晓东, 杨树进, 刘祚时. 基于 fluent 离心式血泵内流场仿真与结构优化[J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(7): 913-918.
- [23] Leverett, L.B., Hellums, J.D., Alfrey, C.P. and Lynch, E.C. (1972) Red Blood Cell Damage by Shear Stress. *Biophysical Journal*, **12**, 257-273. [https://doi.org/10.1016/s0006-3495\(72\)86085-5](https://doi.org/10.1016/s0006-3495(72)86085-5)
- [24] Throckmorton, A.L. and Untaroiu, A. (2008) CFD Analysis of a Mag-Lev Ventricular Assist Device for Infants and Children: Fourth Generation Design. *ASAIO Journal*, **54**, 423-431. <https://doi.org/10.1097/mat.0b013e31817efaa8>
- [25] Litwak, P., Butler, K.C., Thomas, D.C., Taylor, L.P., Macha, M., Yamazaki, K., *et al.* (1996) Development and Initial Testing of a Pediatric Centrifugal Blood Pump. *The Annals of Thoracic Surgery*, **61**, 448-451. [https://doi.org/10.1016/0003-4975\(95\)01022-x](https://doi.org/10.1016/0003-4975(95)01022-x)
- [26] Tompkins, L.H., Gellman, B.N., Morello, G.F., Prina, S.R., Roussel, T.J., Kopechek, J.A., *et al.* (2020) Design and Computational Evaluation of a Pediatric Maglev Rotary Blood Pump. *ASAIO Journal*, **67**, 1026-1035. <https://doi.org/10.1097/mat.0000000000001323>
- [27] 程云章, 朱莉花, 张伟国. 基于 CFD 技术的 Sarns 离心式血泵流动特性分析[J]. 北京生物医学工程, 2012, 31(2): 111-116.