

泵机一体化的轴流式血泵模拟优化

何翊诚^{1,2}, 邱胤轩³, 张亚⁴, 崔佳鑫^{1,2}, 鄂殿玉^{1,2}

1. 江西理工大学江西省颗粒系统仿真与模拟重点实验室, 江西 南昌 330013; 2. 江西理工大学国际创新研究院, 江西 南昌 330013; 3. 昆士兰大学化工学院, 昆士兰州 布里斯班 4067; 4. 西安交通大学第二附属医院耳鼻咽喉头颈外科, 陕西 西安 710004

【摘要】针对现有的轴流式血泵存在一定的结构缺陷,导致性能不足和血液相容性差等问题,提出以一种泵机一体化的轴流式血泵为研究对象,利用计算流体力学方法,对其几何结构进行优化改进。同时研究不同运行参数对该血泵性能的影响,并与实验的数据进行比较,确定最佳的运行参数。本研究对该血泵的流场特性进行全面的分析,进一步揭示其内部的流动规律,并采用DPM方法模拟血液中红细胞的流动行为及其受剪切应力的情况,完成对该血泵的血液相容性的评估。研究表明,新型的血泵在扬程方面表现出良好的性能。在转速为9000 r/min、流量为6.24 L/min的最佳工况下,血泵的扬程比原结构提升16%,效率达到25%,能够满足大部分人的生理需求。此外血泵内大部分区域的压力梯度和速度梯度都比较均匀,内部流场情况比较稳定,能够有效避免溶血现象的发生。本研究优化改进的血泵能在确保高性能和良好的流场特性的同时具备较好的血液相容性,可为轴流式血泵的结构优化和改进提供重要的参考依据。

【关键词】轴流式血泵; 泵机一体化; 结构优化; 流场特性; 血液相容性

【中图分类号】R318.11

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)09-1152-11

Simulation and optimization of integrated axial flow blood pump system

HE Yicheng^{1,2}, QIU Yinxuan³, ZHANG Ya⁴, CUI Jiaxin^{1,2}, E Dianyu^{1,2}

1. Jiangxi Provincial Key Laboratory for Simulation and Modelling of Particulate Systems, Jiangxi University of Science and Technology, Nanchang 330013, China; 2. International Institute for Innovation, Jiangxi University of Science and Technology, Nanchang 330013, China; 3. School of Chemical Engineering, University of Queensland, Brisbane QLD 4067, Australia; 4. Department of Otolaryngology Head and Neck Surgery, the Second Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710004, China

Abstract: Given that current axial flow blood pumps have certain structural defects, resulting in poor performance and inferior blood compatibility, an integrated axial flow blood pump is developed, and its geometry is optimized using computational fluid dynamics method. The study also investigates the effects of different operational parameters on the performance of the blood pump and compares with experimental data to determine the optimal conditions. Additionally, the flow patterns of the blood pump are comprehensively analyzed for further revealing the internal flow phenomena, and the behavior of red blood cells in the blood flow and their response to shear stress are simulated using discrete phase model to evaluate the blood compatibility of the blood pump. The study shows that the novel blood pump performed well in terms of head. Under the optimal condition with a rotational speed of 9 000 r/min and a flow rate of 6.24 L/min, the blood pump improves the head by 16% as compared with the original structure, and reaches 25% efficiency, which can meet the physiological needs of most people. The pressure gradient and velocity gradient in most areas within the blood pump are smooth, and the internal flow patterns are generally stable, effectively avoiding the occurrence of hemolysis. The optimized blood pump can ensure high-level performance and favorable flow field characteristics while maintaining superior blood compatibility, which provides important reference for the structural optimization of axial flow blood pumps.

Keywords: axial flow blood pump; integrated pump system; structural optimization; flow field characteristics; blood compatibility

【收稿日期】2024-03-25

【基金项目】国家自然科学基金(52264042); 江西省重大科技研发专项(20223AAG01009); 江西省重点研发计划(20214BBG74005); 江西省国际科技合作项目(20212BDH81001)

【作者简介】何翊诚, 硕士研究生, 研究方向: 多相流传输机理模拟, E-mail: hychbwh@foxmail.com

【通信作者】鄂殿玉, 副教授, 博士, 硕士生导师, 研究方向: 多相流传输机理模拟、优化设计及智能调控, E-mail: dianyu.e@jxust.edu.cn

前言

心血管疾病是目前比较常见的疾病,也是人类生命的主要“杀手”之一。心血管疾病在最后阶段发展为心力衰竭,患者死亡率极高,目前最有效的治疗手段是器官移植^[1-2]。然而,心脏供体数量极少,患者需要等待较长时间,而人工心脏的出现为心衰患者提供了终极治疗的时间保证^[3-5]。血泵负责将血液由左心室腔提升到主动脉,是人工心脏最重要的部件^[6-7]。目前在临床使用的血泵主要分为离心式和轴流式两种,轴流式血泵相比于离心式血泵具有体积小、结构简单、方便植入和取出等优点,而且轴流式血泵更不容易出现机械故障,血液相容性(溶血、白细胞活化及血小板粘附和活化情况)也相对更好,因此轴流式血泵在临床上得到较为广泛的应用^[8]。

在血泵的发展初期,许多学者通过流体力学理论设计血泵,并通过实验验证其性能。例如,蔺婉燕等^[9]设计并加工一种小型轴流血泵,并通过体外和在体试验证明该设计能满足人体需求。DeBakey^[10]设计并加工一种轴流式血泵,并通过90 d的动物实验验证该血泵具有较高的水力性能和能效。尽管这些研究者设计的血泵结构新颖且高效,但他们发现血泵的内部结构仍需优化,主要原因是当时的研究没有充分考虑血泵内的流场和血液相容性^[9-10]。高性能和低溶血率作为血泵性能优化的一个重要指标,对血泵的结构设计和优化具有重要的指导意义^[11]。因此,血泵的结构设计不仅要满足人体需求,更需要具有良好的流场特性和血液相容性。通过实验方法设计血泵成本高、周期长、过程繁琐,且实验的影响因素多,造成的误差较大^[12-13]。近年来,随着计算机技术的迅猛发展,计算流体力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)在多种领域得到飞速发展和广泛应用^[14]。CFD方法的发展和应用降低研制成本、缩短实验周期,而且它可以显示从实验中难以得出的流动细节,因此CFD成为设计和优化血泵结构的重要研究方法^[15]。叶亮等^[16]设计一种新颖的无刷电机和泵机一体化结构的血泵,经过CFD模拟和动物实验证明该血泵的流体动力性能可达到人体需求。李国荣等^[17-18]设计两种不同叶片布局的轴流式血泵,并通过体外模拟实验发现采用分段式叶片的血泵具有更好的流体力学特性。然而,在其研究中发现由于血泵的两个叶轮独立工作,中间衔接部分的流场较为紊乱,容易造成血液损伤。Kannojiya等^[19]通过对螺旋叶片叶轮和三弯叶片叶轮在血泵性能的影响进行对比分析,发现螺旋叶片叶轮具有更好的血液相容性,其血液损伤比三弯叶片叶轮小一倍。但是,

采用螺旋叶片会导致血泵的长度增加,不利于植入人体长期使用^[20]。尽管研究者们已经设计出许多血泵结构,但在提高性能的同时确保血液相容性仍然是一个挑战。为了解决这一问题,可以采用常规叶片和螺旋叶片组合而成的两级分段式结构从而将二者的优势结合以满足设计要求,并且通过分析出的流场特性来判断该结构的合理性,从而明确优化设计方向。

因此,为了设计出具有高性能、良好的流场特性和血液相容性的血泵,本工作基于CFD方法,对一种泵机一体化轴流式血泵进行结构优化,将传统叶片和螺旋叶片结合使用,并重新设计了出入口导流定子结构用于模拟研究。同时本工作还探究不同转速和流量对血泵性能的影响,并深入分析血泵的流场和血液相容性,从微观尺度上了解各部分的流动特性,以发掘可以进一步优化的部位,为血泵的未来发展和结构改进提供坚实的理论基础和宝贵的参考依据。

1 模拟方法与条件

1.1 模型说明

在血泵内的流动过程中流体受到守恒定律的约束,而守恒定律的表达方法就是通过控制方程来描述,基本控制方程有3个,分别是连续性方程、动量守恒方程、能量守恒方程。由于轴流式血泵内部介质为血液,血液为不可压缩流体,并且血泵内部温度较低,不会影响血液特性,因此其流动状态存在三维粘性和旋转湍流等,在不考虑温度影响的情况下,血液的不可压缩流动可由连续性方程和动量守恒方程描述。

(1)对于不可压缩流体,由于密度 ρ 保持不变,即

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = 0, \text{故连续性方程可简化为:}$$

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

式中, \vec{u} 为速度矢量,单位为m/s。

(2)动量方程:

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + (\rho u \cdot \nabla) u = -\nabla p + \mu \nabla^2 u + \rho f \quad (2)$$

式中, ρ 为密度,单位为 kg/m^3 ; p 为压力,单位为Pa; μ 为动力粘度,单位为 $\text{Pa} \cdot \text{s}$; f 为单位体积上的质量力,单位为N/m。

在对血泵进行数值计算过程中,血泵内整体流体流动具有非均匀性并且近壁面区域的低雷诺数流动对最终仿真结果的影响较大。针对漩涡和低雷诺数流动情况,应用RNG $k-\epsilon$ 模型对湍流粘度进行适当的修正,并采用壁面函数法来应对近壁区低雷诺数

流动导致的问题。同时为了提高计算精度,RNG $k-\varepsilon$ 模型还为速度梯度较大的流场引入一个附加项。因此,本研究选择RNG $k-\varepsilon$ 模型作为湍流模型。以下是RNG $k-\varepsilon$ 模型对湍流动能 k 和湍流耗散率 ε 的表述:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\alpha_k \mu_f \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + \rho(P_k - \varepsilon) \quad (3)$$

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \varepsilon u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\alpha_\varepsilon \mu_f \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \rho \frac{\varepsilon}{k} (A_1^* P_k - A_2 \varepsilon) \quad (4)$$

其中:

$$A_1^* = A_1 - \frac{\eta \left(1 - \frac{\eta}{\eta_0} \right)}{1 + \beta \eta^3} \quad (5)$$

$$\eta = \left(2 E_{ij} \cdot E_{ij} \right)^{\frac{1}{2}} \frac{k}{\varepsilon} \quad (6)$$

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \mu_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \mu_j}{\partial x_i} \right) \quad (7)$$

式中, μ_f 为有效粘性系数; E_{ij} 为时均应变率; P_k 为湍流动能生成项; f 为单位体积上的质量力,单位为N/m;常数: $\alpha_k = \alpha_\varepsilon = 1.39, A_1 = 1.42, A_2 = 1.68, \eta_0 = 4.377, \beta = 0.0012$ 。

血泵的几何模型采用泵机一体化轴流式设计,其中转子结构为大转子和小转子的同轴串联结构。小转子安装在磁环内部并与磁环内壁连为一体。血泵运行时,在外部磁场的驱动下,磁环旋转,并带动小转子一同旋转,进而驱动大转子旋转。血液从入口端进入血泵,经过入口导叶、小转子区域、大转子区域,最后从出口定子导叶流出。血泵的泵送动力主要来源于大转子,而小转子在提供支撑磁环和驱动功能的同时,也贡献了少量的动力。这种设计能确保血液顺利流入流道,避免堵塞和血栓的形成。大小转子的同轴串联排列在磁环与内壁之间形成一定的间隙,既实现了磁环与外壳的有效隔

离,又确保磁环在旋转时能利用血流消除前后的迟滞流动,使血泵在泵送血液时能够高效、稳定、可靠地运行。

为了进一步提升血泵的性能和血液相容性,本研究基于流体力学和叶栅理论,在泵机一体化结构的基础上进行优化设计。如图1所示,本工作将螺旋叶片与常规叶片前后排列,形成两级叶片结构,其中大转子采用传统叶片结构,并根据叶栅理论减小叶片间距;小转子采用螺旋叶片结构。本工作还采用流线法重新设计出入口导流定子叶片,旨在更好地引导和控制血液流动,降低流动损失,提高血泵的扬程。本研究使用Creo 7.0三维软件建立血泵模型,如图2所示,这个模型描绘了血泵的整体构造,包括两个串联转子、出入口定子及前后导流叶片、磁环以及外壳等关键部分。值得注意的是,由于电机被固定在外壳的外壁上,对血泵内部流场以及其外部特性几乎没有影响,因此在模型构建过程中省略了电机结构。该血泵的内径为18.5 mm,总长度为95 mm,具体参数如表1所示。

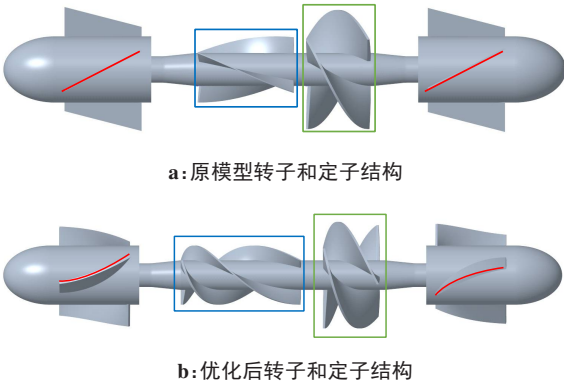


图1 模型优化前后的三维结构对比
Figure 1 Comparison of three-dimensional structure before and after model optimization

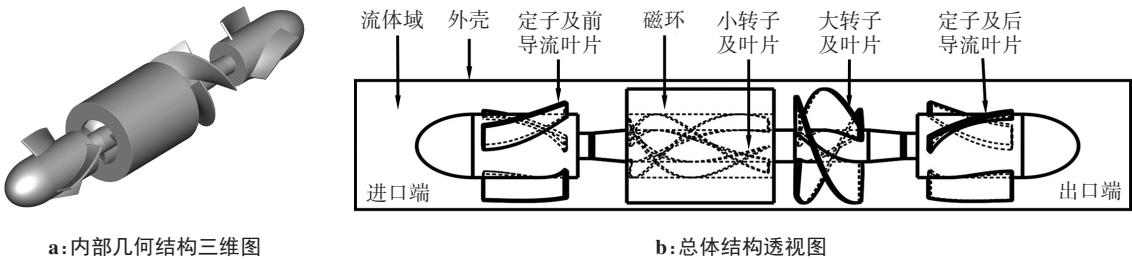


图2 血泵内部几何结构和总体结构
Figure 2 Internal geometry and overall design of the blood pump

1.2 模拟条件

为满足血泵的流量需求,入口模拟边界设置为

质量流量入口,其值根据正常成年人的血液流量0.07~0.11 kg/s进行选取;出口模拟边界设置为压

表 1 血泵内部几何结构参数
Table 1 Internal structure parameters of the blood pump

名称	参数	名称	参数
前导叶片数	3	转子总长度	55 mm
小转子叶片数	3	出入口定子长度	20 mm
大转子叶片数	3	小转子叶片长度	22 mm
后导叶片数	3	大转子叶片长度	10 mm
轮毂直径	6 mm	整体总长	95 mm
内壁直径	18.5 mm	磁环外径	18 mm
大转子叶轮外径	18 mm	磁环内径	10 mm

力出口,其值根据正常人的血压 80~120 mmHg 进行选取,选取血压范围的平均值即 100 mmHg,对应压强约为 13 300 Pa^[15]。对于叶轮旋转区域采用多参考系模型(MRF)进行处理,同时考虑到近壁面的低雷诺数流动特性,选择增强壁面处理方法来优化壁面的函数计算。由于人体血液在高剪切速率下表现为牛顿流体特性,在对轴流式血泵进行 CFD 仿真分析

时,将其视为不可压缩的牛顿流体^[21-22]。此外,模拟血液密度设置为 1 055 kg/m³,血液粘度为 0.003 5 Pa·s。

使用 FLUENT 软件进行血泵的仿真分析,并借助 FLUENT 的前处理功能 Meshing 进行网格划分。由于血泵转子模型结构较为复杂,为简化计算并提高准确性,直接采用非结构六面体网格对血泵流域进行划分,总体的网格划分情况如图 3 所示。鉴于流域内边界条件的差异性以及对计算收敛性的考量,将内部流体域划分为 4 个部分且分别进行网格划分,流域间通过互相接触的壁面边界来实现数据的传输,如图 4 所示,具体包括流域 1(包含 x=10~30 mm 的入口定子部分)、流域 2(包含 x=40~60 mm 的小转子和磁环部分)、流域 3(包含 x=65~75 mm 的大转子部分)和流域 4(包含 x=85~105 mm 的出口定子部分)。考虑到流域 2 和流域 3 的几何形状较为复杂,为保证计算的精确性,对其采用相对较小的网格尺寸。而对于几何形状相对简单的流域 1 和流域 4,则采用较大的网格尺寸以节省计算资源。此外,为便于计算收敛和数据采集,将出口流域长度延长 40 mm。



图 3 泵机一体化轴流式血泵总体计算域网格划分
Figure 3 Mesh generation of the overall calculation domain for the integrated axial flow blood pump

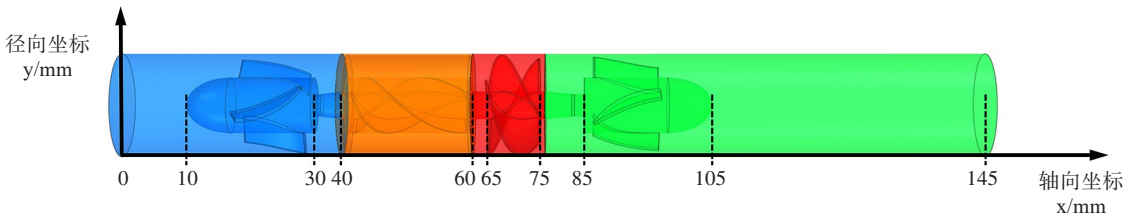


图 4 血泵内部流体域分割情况
Figure 4 Internal fluid domain segmentation of the blood pump

为了确保数值计算的准确性,本工作对计算流体域的网格进行无关性验证。通过调整总体流体域的网格,改变网格尺寸,从而达到改变流体域网格数量的目的。经过验证发现血泵扬程随网格数量的变化趋势如图 5 所示。当网格数量达到 354.123 6 万后,扬程数值变化率显著降低。综合计算资源和时间成本,本工作选择约 350 万个网格作为基准设置。

1.3 模型验证

在进行数值模拟前,模型验证是一项至关重要的工作。前人的研究已经建立了轴流血泵的数学模

型,并经过与动物实验结果的对比验证其有效性^[16]。然而,本研究采用不同的湍流模型,因此需要重新进行模型验证。结果如图 6 所示,除大流量工况外,模拟的扬程与实验结果基本一致。误差主要源于高速流动和旋转下血液特性变化。考虑到正常成年人的泵血量通常为 4.0~6.5 L/min,大流量工况下的误差可以被接受。总的来说,RNG *k-ε* 模型能够有效预测血泵的扬程,能为后续的优化设计和性能评估提供可靠的依据。

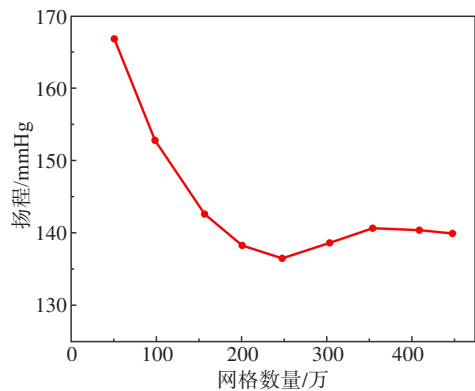


图5 不同网格数量时血泵的扬程

Figure 5 Head of blood pump under different mesh cell quantities

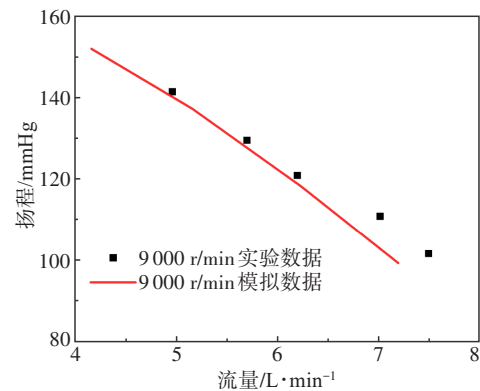


图6 在9000 r/min时模拟和实验的扬程数据

Figure 6 Simulated and experimental head data at 9000 r/min

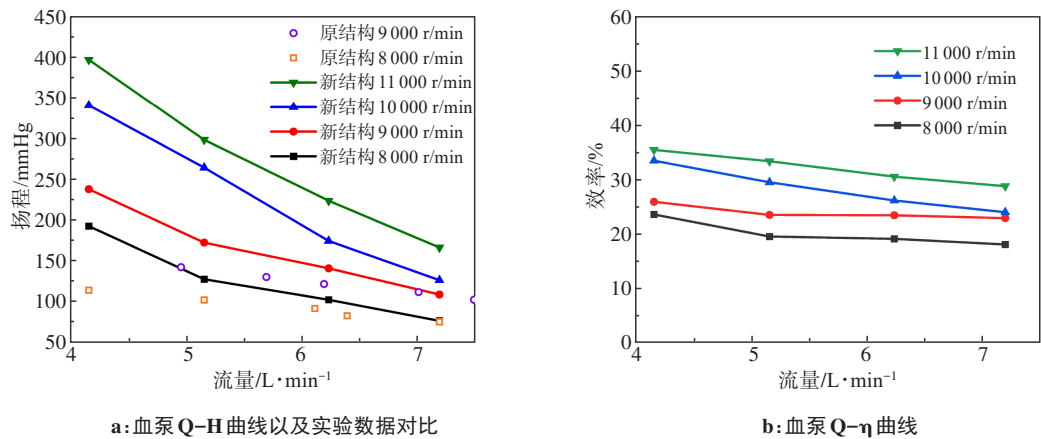
2 结果与分析

2.1 血泵性能分析

血泵的性能参数主要包括扬程、效率等,其性能参数之间存在相互关系,可以形成特性曲线或性能曲线,其中扬程(H)是最重要的性能参数。流量-扬程(Q-H)曲线描述了在不同流量下泵所能提供的扬程,能够帮助研究人员了解泵的性能特征。除了血泵的扬程,效率(η)也是关键的性能参数。通过分析血泵特性曲线,可以确定在不同流量下泵的扬程、效率等参数变化情况,从而找到最适合实际应用需求的工作参数,这对选择和配置泵的工作条件非常重要。根据人体心输出量和压升的需求量^[23],设置流量为4.16、5.17、6.24和7.20 L/min,转速为8000、9000、10000和11000 r/min,共计16种工况,计算该血泵在不同转速和流量下的扬程和工作效率。

血泵的扬程能够充分体现血泵对流体所做的功,是血泵最重要的工作性能参数。图7a为血泵Q-H曲线,在相同流量下,随着转速的增加,血泵的扬程也随之增加;

而在相同转速下,随着流量的增加,轴流式血泵的扬程将逐渐降低。由于正常成年男性的平均心输出量约为6.24 L/min,女性的心输出量普遍会比男性低^[23]。因此,本工作对6.24 L/min的工况进行重点分析。从图7a可以看出,与原结构血泵相比,优化后的血泵扬程明显提高。在流量为6.24 L/min、转速为8000 r/min的工况下,扬程达到101.6 mmHg(1 mmHg \approx 133.3 Pa)。接近正常成年人血液压升需求的中位数100 mmHg^[24],与原结构血泵在相同工况下的扬程86.99 mmHg相比,优化后的血泵扬程提升16.8%。在流量为6.24 L/min、转速为9000 r/min的工况下,扬程达到140.2 mmHg,超过成年人血液压升需求,比原结构血泵提升16%。在流量为6.24 L/min、转速为10000和11000 r/min的工况下,血泵的扬程均能达到人体所需的压升需求,然而考虑到这两种工况转速较高,可能对血液造成损伤,因此选择8000~9000 r/min的转速较为合适。该血泵9000 r/min时已经能满足绝大部分人的生理需求,因此该优化结构不但能切实地提高血泵的泵血能力,而且还能通过在8000~9000 r/min内调节转速来满足不同个体需要的压升。



a: 血泵 Q-H 曲线以及实验数据对比

b: 血泵 Q- η 曲线

图7 血泵特性曲线

Figure 7 Blood pump characteristic curves

血泵的效率是其有效功率与轴功率之间的比值。血泵效率不仅直接关系到血泵运行所需的功率消耗,还对血泵连续工作的时长产生直接影响。因此为了更好地满足实际应用需求,找到最符合实际应用需求的工作参数,还需要对血泵效率进行对比分析。图7b所示为血泵 $Q-\eta$ 曲线,在16种不同的工况下,血泵的工作效率介于20%~40%。因为实际应用中血泵需要在低流量高转速的工况下运转,这导致效率相对水泵而言较低^[25-26]。在相同流量下,随着转速的增加,血泵的工作效率呈现出增加趋势,这是因为转速增加导致泵送能力和流体动能的提升。而在相同转速下,随着流量的增加,血泵的工作效率会稍微降低,但是流量效率曲线变化相对平滑,表明所设计血泵的工作效率受流量变化的影响较小,这对血泵在不同工况下工作是有利的。以上结果表明,通过调整转速可以有效地优化血泵的效率,使其更好地适应不同临床需求。由于该血泵在8000~9000 r/min内即可满足不同个体需要的压升,因此需要进一步对比这两种转速下的效率曲线。由图7b可知,在8000 r/min工况下,随着流量的增加,血泵效率的变化较大,尤其在流量为6.24 L/min时,效率降低至20%以下。而在9000 r/min工况下,血泵效率表现更为稳定,基本维持在25%左右。这一结果表明,9000 r/min的转速可能更适合实际应用,因为它能在不同流量下保持相对稳定的效率。基于以上分析,为了进一步验证血泵结构的合理性并评价其血液相容性,基于对血泵工作性能的考量,选取9000 r/min、6.24 L/min作为工作参数,针对这一特定工况进行详细的流场分析,从流体机理层面揭示血泵内部的流动规律,并通过分析血液在血泵中的流动状况以及受剪切应力的情况来评估血泵的血液相容性,为优化血泵设计提供参考依据,并为今后的研究和改进提供方向。

2.2 血泵流场分析及血液相容性评价

血泵在满足性能需求的同时,还需具备良好的流场特性和血液相容性。血泵优化设计的主要目标是提升性能的同时实现流场的稳定,因为这能够显著降低血泵在工作时各部件的损伤风险。从宏观角度看,影响血液相容性的因素包括血泵的材料、结构、叶轮参数和驱动磁场参数等^[27],而血泵流场与血液损伤的微观机理紧密相关^[28-29]。通过详细分析血泵内部的流场特性和流场稳定性,不仅能够对血泵的性能,包括流场与血液损伤之间的关系,进行综合评价,还能针对性的结构优化提供重要的理论依据和指导。

2.2.1 压力场分析 血泵内的压力分布情况对于理解血泵的工作机制和性能至关重要,它不仅能揭示血泵叶轮对血流的作用,同时能间接反映流场的稳定情况。因此,深入分析叶轮表面和内部流场的压力

分布是十分必要的。静压和动压分别表示流体静止时的压力和流动导致的附加压力。然而,单独考虑这两种压力无法全面揭示流体运动时的压力特性。总压作为静压与动压之和,能综合反映流体运动时的总压力,因此本研究对流域内的总压分布进行分析。图8显示了血泵叶轮表面的总压分布(图8b中的阴影区域表示x轴方向上总压的极差),由图8a可知,入口定子部分的压力几乎没有变化,这表明血流在进入血泵时并未受到显著的阻力。随着血流进入小转子和大转子部分,压力逐渐增大且压力梯度比较均匀。这一现象充分证实大小转子能够有效地完成增压工作,确保血流在血泵内得以顺畅流动。进一步观察叶片部分发现,大转子叶片处的压力提升较大,而小转子叶片处的压力提升较小。这是因为小转子区域流道相对比较狭窄,压升主要由大转子提供。在大转子和出口定子交界处的压力变化较大,与图8b对比可知,在大转子叶片和出口定子交界处(轴向 $x=75\sim 85$ mm)以及后导流叶片处(轴向 $x=85\sim 95$ mm)出现超过20000 Pa的高压部位,这可能是由于大转子的高速旋转导致叶片边缘和与出口定子的衔接处产生回流现象,从而使得这些部位的表面压力分布不均匀。此外,由于出口定子边缘未经倒角处理,导致血流在两个区域之间无法平滑过渡,这将会加剧压力分布的不均匀性。结合图8分析可知,血泵结构表面的平均总压整体呈比较稳定的上升趋势,仅在大转子叶片与出口定子交界处(轴向 $x=75\sim 85$ mm)存在较大的压力梯度。因此,在未来的血泵设计和优化中,需要特别关注这两处的流场稳定性。

为了深入了解血泵内部流体的动力学行为,还需要研究流场中的压力分布情况。图9所示为血泵内流场轴截面总压分布。由图9a可知,在旋转叶轮的推动下,血流压力从小转子流道开始逐级增大。这一现象表明,随着流体的流动,叶轮能有效地对流体做功,使其压力逐渐升高。值得注意的是,高压主要分布在叶轮和壁面间的缝隙。这是因为在此区域,受壁面剪切作用的影响,流体的动量减小、速度减缓,导致压力升高,而低压则出现在大转子叶片背面及后导流叶片背面。由图9b可知,大转子流道内(轴向 $x=65\sim 75$ mm)血流的压力梯度变化比小转子流道(轴向 $x=40\sim 60$ mm)的要大。这再次证实了大转子在血泵中起到主要的压升作用,与之前的结论一致。此外,在出口导流叶片处(轴向 $x=85\sim 95$ mm)可以观察到血流总压显著增加,之后的压力梯度变得很小,这表明设计的出口导流叶片在提升血泵扬程方面展现出良好的效果,同时也反映出口端流场的稳定性。

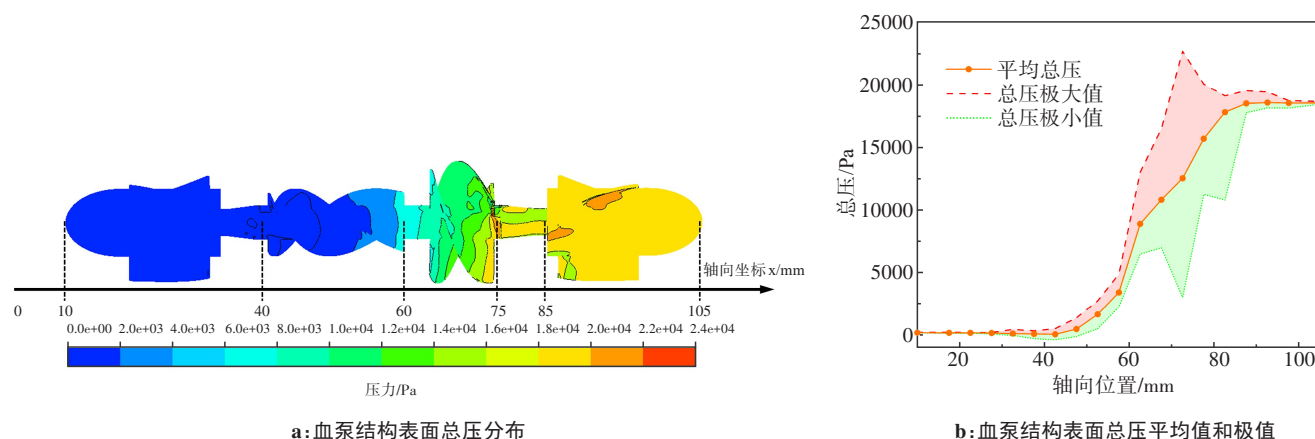


图8 血泵结构表面总压分布

Figure 8 Total pressure distribution on the surface of the blood pump

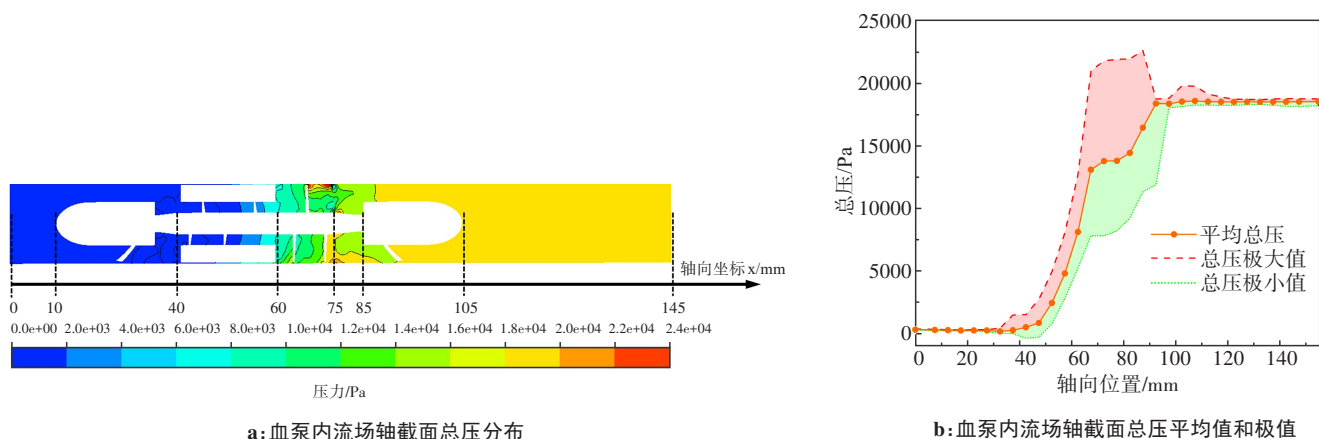


图9 血泵内流场轴截面总压分布

Figure 9 Total pressure distribution at the axial cross-section of the blood pump internal flow field

为了继续深入分析血泵内部流体的压力分布特性,选取8个径向平面进行总压分布的分析。这些径向平面沿着轴向均匀分布,覆盖血泵的整个流道。如图10所示(图10a~图10h均采用同一个图例),在入口定子区域(图10a)和小转子左侧(图10b)总体上呈现出较稳定的低压区域。随着叶轮旋转,血流被推动,压力沿着轴向逐步升高。在小转子区域(图10c和图10d),靠近壁面的压力略高于内部流道的压力,这是因为磁环与壁面之间的缝隙较小,导致血液流速放缓从而使得压力提升。进入大转子区域(图10e和图10f)后,径向压力分布变得不均匀,且压力梯度较大,这是由于大转子提供的大部分血流动力导致压力急剧变化。在出口定子区域(图10g和图10h),流场总压已经趋向稳定,并且总压超过18 000 Pa。然而,在靠近导叶片和壁面处的出口定子区域(图10g)观察到较大的压力梯度变化,这是由于后导流叶片和壁面剪切作用的共同影响,导致该区域的血

流速度减缓,从而引发局部压力的上升。综上所述,通过对血泵压力分布分析,已经证明新的血泵结构具有的合理性和有效性。虽然血液本身具有一定的黏度,能够抵抗部分压力变化带来的作用力,但是仍需关注大转子区域和出口定子区域的不规则压力变化可能导致的问题。这些发现为进一步优化血泵设计提供重要参考,有助于提高其性能和安全性。

2.2.2 速度场分析 人体血液在血泵内部的流动是一种很复杂的流动模式,该模式对红细胞的完整性具有很大影响。血液中含有的血细胞在高速流动过程中可能会受到冲击和剪切作用,导致细胞损伤甚至破裂^[30]。为了深入了解血流在血泵内部的流动规律,识别出红细胞容易破裂的高风险区域,对血流的轴向速度和流线进行分析是很有必要的。图11为血泵轴截面上的速度大小分布图,由图11a可知,血流在通过入口定子时轴向速度大小比较稳定,表明该区域的血流较为平缓,入口定子能引导血流平稳地进入血泵。当

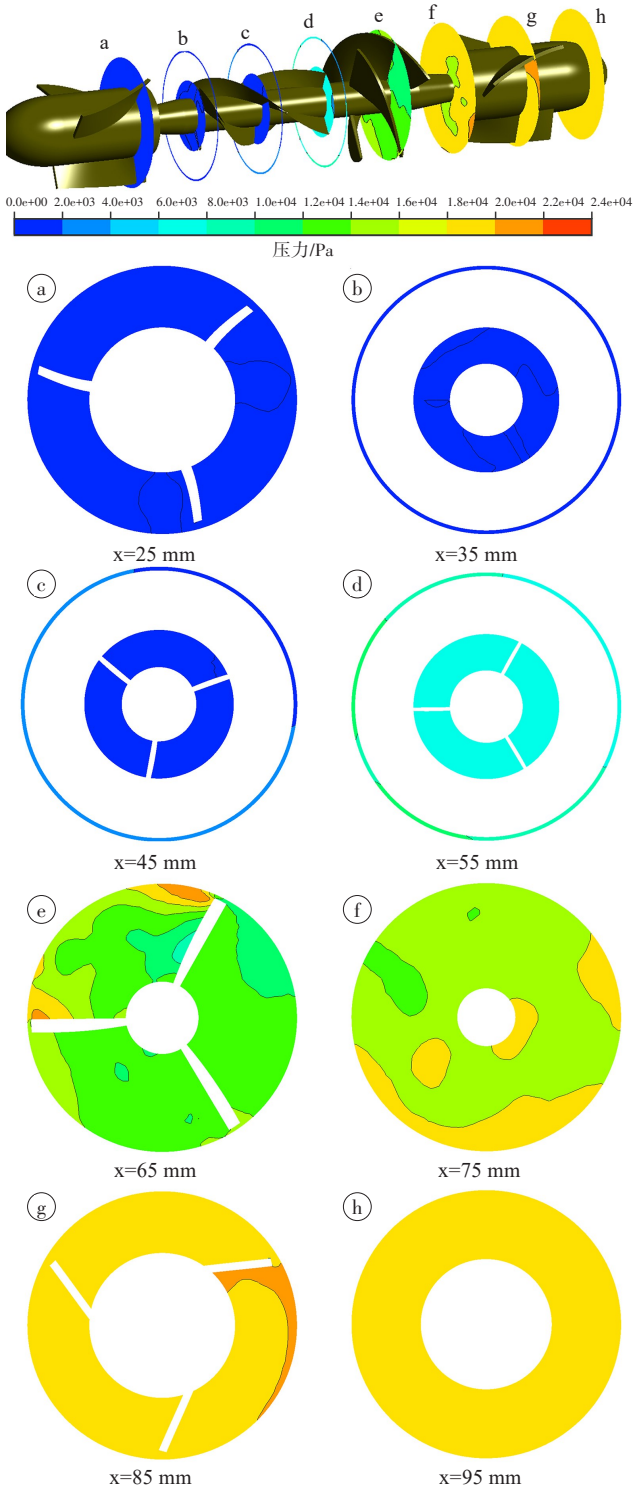


图 10 血泵流场径向平面总压分布

Figure 10 Total pressure distribution at radial planes of blood pump flow field

血流进入小转子区域时,速度梯度开始发生变化,但仍然保持相对稳定。当血流进一步进入大转子区域时,速度梯度急剧增大,这表明在大转子区域内,血流受到较大的加速作用。由图 11b 可知,在大转子叶片 ($x=65\sim75\text{ mm}$) 周围的轴向流速最大达到 6.47 m/s ,远大于小转子区域 ($x=40\sim60\text{ mm}$) 的轴向速度。这是因

为大转子叶片旋转对流体做功提供大部分的血动力。因此,血液在进入和离开该区域时,轴向速度会迅速变化,从而产生较大的速度梯度。结合图 11 可以看出,流经出口定子 ($x=95\text{ mm}$) 后,速度梯度逐渐减小并恢复稳定。这说明出口导流叶片对血流起到有效的减速作用,使其平稳地流出血泵。总的来看,大部分区域的速度分布相对比较均匀,不容易发生血液损伤。然而,仍需注意大转子的高速转动可能增加血液损伤的风险。因此,为了降低溶血风险并提高血泵的性能,未来的研究应着重优化大转子区域的设计,或通过降低转子转速来减小该区域的速度梯度并降低红细胞所受的冲击和剪切力。

血栓由不溶性纤维蛋白、沉积的血小板、积聚的白细胞和陷入的红细胞组成,其主要出现在血泵内血液滞留时间较长的部位,而流场过于紊乱也可能导致血栓的形成。因此,保证血泵内部流场中较为平稳的血液流动对预防血栓形成至关重要。为了发现血栓容易形成的部位,并为将来的优化提供参考,需要深入分析血泵内部的流线。图 12 为血泵内部的流线图,在血泵入口定子处,由于受到磁环的阻挡,导致少量不规则流动的产生,出现一定程度的回流现象。小转子流道内的血流呈现出相对稳定的流动状态,这有助于降低血液损伤的风险。然而,在大转子和出口定子的衔接处,存在回流现象,尽管不严重,但可能导致流场紊乱。这种紊乱的流场会增加血流所受到的剪切应力,进而可能增加溶血的风险。在出口定子区域,血流逐渐变得稳定,流线趋向规则,血液滞留和血栓形成的概率较小。通过分析血泵内部的流线,明确地识别出产生不规则流动的区域,特别是大转子流道区域,这些区域是未来优化设计的重点。

2.2.3 剪切应力分析 血泵内的复杂流场会对血液产生显著影响,特别是转子对血流的剪切作用,过高的剪切应力会使红细胞破裂导致溶血,同时还会激活血小板,促进血栓的形成。Niimi 等^[28]研究发现,当红细胞受到的剪切应力超过 $1\ 000\text{ Pa}$ 时,即使时间很短,也会遭受破坏;而当剪切应力在 $100\sim1\ 000\text{ Pa}$ 之间且承载时间超过 1 s 时,红细胞也容易被破坏。这表明红细胞破坏与剪切应力和承载时间密切相关,一般认为血液红细胞在血泵内部受到的剪切应力不超过 500 Pa ,承载时间在 1 s 内是安全的,不会造成溶血^[29]。因此,为了对血液在血泵中的承载时间和剪切应力大小及分布进行分析,采用离散相模型 (DPM),从入口面释放粒子来模拟血红细胞在血泵中的流动情况,进而分析粒子在流场中的运动轨迹和受力情况。图 13 统计了这些粒子承载剪切应力的时间和占比,由图可知 99.662% 的粒子承载时间在 1 s 内,而 81.8% 的粒子承载时间在 0.2 s 以内。这表明在

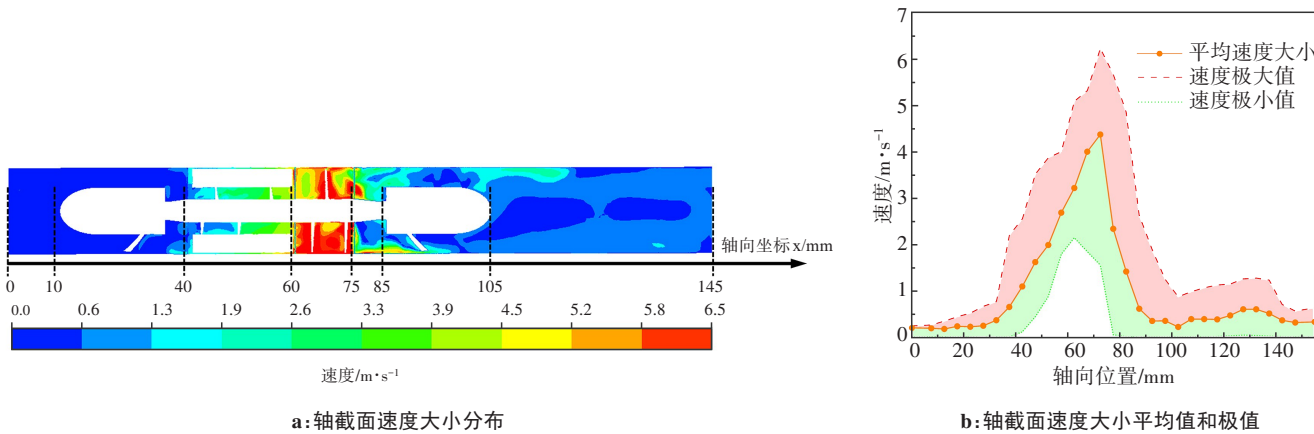


图 11 血泵轴截面速度大小分布
Figure 11 Velocity magnitude distribution at the axial cross-section of the blood pump

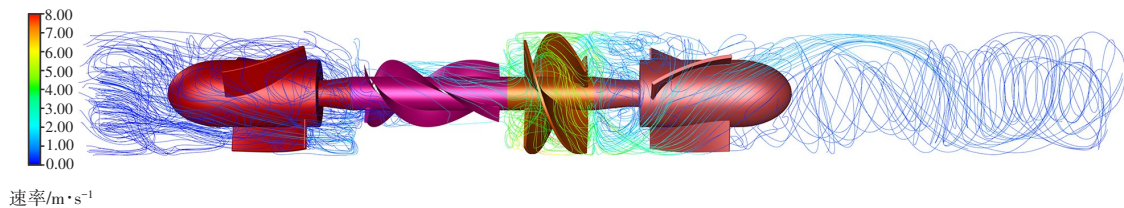


图 12 血泵速度流线
Figure 12 Blood pump flow velocity streamline

血泵内的血流中,绝大部分红细胞的短承载时间都很短,因此该血泵内发生溶血的概率很小。

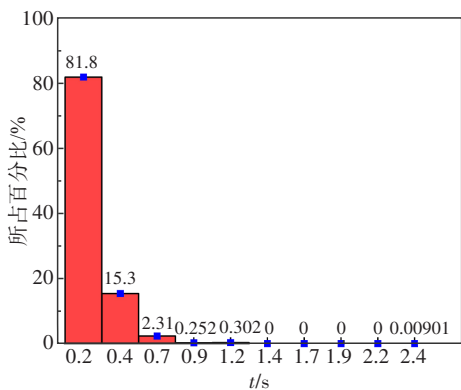


图 13 粒子承载剪切应力的时间和占比
Figure 13 Time and proportion of particle loaded with shear stress

为实现对剪切应力的精确定量分析,本工作在 x 轴方向上将流域均匀划分成 19 个区域,并分别计算每个区域内叶轮表面剪切应力的平均值。图 14 为血泵叶轮表面剪切应力分布图。由图 14a 可知,出入口定子区域的剪切应力基本都在 200 Pa 以下,但在小

转子和大转子区域均存在超过 600 Pa 的部位。值得注意的是,血泵小转子叶片表面的剪切应力明显小于大转子叶片。叶轮表面剪切应力超过 600 Pa 的区域主要集中在血泵大转子叶片处以及和大转子与出口定子的衔接处。这主要是由于大转子叶片为血流提供大部分动力,导致该区域内的血流较为紊乱(图 12),从而使得壁面剪切应力增大。而在衔接处,由于血流尚未受到导流叶片的引导,这也容易导致壁面剪切应力的增大。由图 14b 可知血流所受到的平均剪切应力都在 500 Pa 以内,而且综合考虑红细胞的承载时间和剪切应力,几乎所有红细胞的承载时间都在安全范围内,尽管在某些区域存在较大的压力梯度和流场紊乱的现象,但在较低的剪切应力和较短暴露时间的条件下,这些因素对血细胞的影响是有限的。综上所述,该血泵在血液相容性方面表现良好,能有效降低血液损伤的风险。血泵叶轮表面的剪切应力在不同区域的分布存在差异,尤其是大转子叶片边缘和与出口定子的衔接处。为了进一步降低血液损伤的风险,未来的研究可以考虑对这两个区域进行光滑加工,改善衔接处的血流引导,从而进一步降低血液损伤的风险。

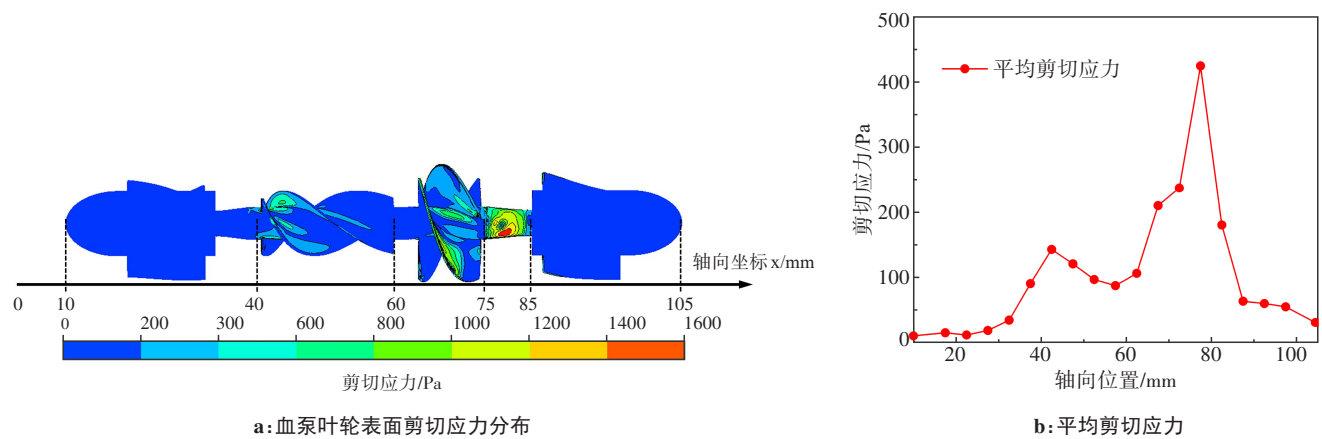


图 14 血泵叶轮表面剪切应力分布
Figure 14 Shear stress distribution on the surface of blood pump impeller

3 结 论

本研究主要基于CFD方法对一种泵机一体化轴流式血泵进行结构优化,计算该血泵在不同转速和流量下的性能参数,并与优化前的血泵进行比较。通过对比分析发现新结构的血泵在性能上有显著提升。同时,在最佳工况下深入分析血泵内的流场特性,并对血液相容性进行全面的评估。本工作的主要结论如下:(1)与传统两级式泵机一体化轴流式血泵设计相比,新结构切实提高血泵的泵血能力。在最低的8 000 r/min工况下,也可以满足正常成年人6.24 L/min的泵血需求。在最佳转速为9 000 r/min、流量为6.24 L/min的工况下,扬程比原结构提升16%,效率达到25%,能满足绝大部分人的生理需求。(2)血泵内的流场受到多种因素的影响,包括叶轮高速旋转、壁面剪切作用等。通过流场分析发现,尽管大转子区域和出口定子区域存在不规则流场变化,但是血泵内的大部分区域的压力梯度和速度梯度相对均匀,这证明新结构的血泵设计具有一定的合理性和有效性。通过对血细胞承载剪切应力时长和大小的分析,发现血泵内的绝大部分血细胞都处于低剪切应力和低承载时间的环境中,溶血现象基本不会发生。为继续改善血泵的血液相容性并降低血栓形成的风险,未来应重点关注大转子叶片和出口导流叶片的设计,确保它们能够有效地完成增压工作并保持流场的稳定性,可以考虑对大转子流道进行重新设计,如优化叶片形状、调整流道尺寸或采用抗凝血涂层等方法,从而减少不规则流动,防止血栓生成^[31-32]。

【参考文献】

[1] 中国心血管健康与疾病报告编写组. 中国心血管健康与疾病报告2021概要[J]. 心脑血管病防治, 2022, 22(4): 20-36.

The Writing Committee of the Report on Cardiovascular Health and Diseases in China. Report on cardiovascular health and diseases in China 2021: an updated summary[J]. Cardio-Cerebrovascular Disease Prevention and Treatment, 2022, 22(4): 20-36.

[2] 国家心血管病医疗质量控制中心专家委员会心力衰竭专家工作组. 2020中国心力衰竭医疗质量控制中心报告[J]. 中国循环杂志, 2021, 36(3): 221-238.

Working Group on Heart Failure, National Center for Cardiovascular Quality Improvement (NCCQI). 2020 Clinical performance and quality measures for heart failure in China[J]. Chinese Circulation Journal, 2021, 36(3): 221-238.

[3] 黄洁. 国人心脏移植注册数据分析与脑死亡心脏供体的选择和维持[J]. 实用器官移植电子杂志, 2016, 4(5): 295.

Huang J. Analysis of registration data for Chinese heart transplantation and selection and maintenance of brain death heart donors[J]. Practical Journal of Organ Transplantation (Electronic Version), 2016, 4(5): 295.

[4] Shinkawa T, Ichihara Y, Saito S, et al. Ventricular assist device for end-stage adult congenital heart disease patients: current status[J]. J Cardiol, 2023, 81(4): 378-384.

[5] 徐洪, 臧旺福. 终末期心力衰竭治疗进展及新方法[J]. 中国心血管病研究, 2009, 7(7): 552-555.

Xu H, Zang WF. Research progress and new options for end-stage heart failure[J]. Chinese Journal of Cardiovascular Research, 2009, 7(7): 552-555.

[6] 于鑫溢, 刘志刚. 双心室辅助与全人工心脏的临床应用现状和研究进展[J]. 临床心血管病杂志, 2021, 37(10): 964-969.

Yu XY, Liu ZG. Clinical application and research progress of biventricular assist devices and total artificial hearts[J]. Journal of Clinical Cardiology, 2021, 37(10): 964-969.

[7] Schumer EM, Bai YZ, Kotkar KD, et al. Surgically implanted endovascular, microaxial left ventricular assist device: a single institution study[J]. JTCVS Tech, 2023, 23: 63-71.

[8] 宋玮晴. 轴流式血泵的研究[J]. 科技创新与应用, 2015, 5(21): 57.

Song WQ. Research on axial flow blood pump[J]. Technology Innovation and Application, 2015, 5(21): 57.

[9] 简端燕, 李冰一, 姜以岭, 等. 新型磁耦合式轴流血泵[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(1): 69-72.

Lin CY, Li BY, Jiang YL, et al. A new magnetic coupling axial flow pump[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001, 20(1): 69-72.

[10] DeBakey ME. A miniature implantable axial flow ventricular assist device[J]. Ann Thorac Surg, 1999, 68(2): 637-640.

[11] 符珉瑞, 高斌, 常宇, 等. 血流动力学优化在人工心脏设计中的应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2020, 37(6): 1000-1011.

Fu MR, Gao B, Chang Y, et al. Application of hemodynamic optimization in the design of artificial heart[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2020, 37(6): 1000-1011.

[12] 武文芳, 吴兵. 人工心脏的历史及研究进展[J]. 中国医学装备, 2008, 5(3): 55-58.

Wu WF, Wu B. The history and research progress of artificial heart[J].

- China Medical Equipment, 2008, 5(3): 55-58.
- [13] 黄博, 李浩源, 陆斌, 等. 清华大学能源与动力工程系人工心脏研究进展[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2022, 62(4): 746-757.
Huang B, Li HY, Lu B, et al. Advances in the development of artificial hearts in the department of energy and power engineering of Tsinghua University [J]. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2022, 62(4): 746-757.
- [14] 吴华春, 彭斯捷. 基于CFD磁悬浮离心血泵多相流场仿真研究[J]. 风机技术, 2023, 65(1): 40-46.
Wu HC, Peng SJ. Simulation of multiphase flow in a CFD-based magnetic levitation centrifugal blood pump[J]. Chinese Journal of Turbomachinery, 2023, 65(1): 40-46.
- [15] 云忠, 谭建平, 龚中良. 轴流泵叶轮结构CFD仿真优化研究[J]. 机械设计, 2006, 23(10): 6-9.
Yun Z, Tan JP, Gong ZL. Research of CFD simulative optimization on impeller structure of axial blood pump[J]. Journal of Machine Design, 2006, 23(10): 6-9.
- [16] 叶亮, 范慧敏, 洪方文, 等. 植入型轴流泵设计及其流体性能数值预报[J]. 系统仿真学报, 2011, 23(10): 2046-2051.
Ye L, Fan HM, Hong FW, et al. New designed implantable axial-flow blood pump and its numerical prediction study[J]. Journal of System Simulation, 2011, 23(10): 2046-2051.
- [17] 李国荣, 朱晓东, 郝宗超, 等. 心尖轴流泵的解剖相容性及对心肌损伤的动物实验观察[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(3): 20-22.
Li GR, Zhu XD, Hao ZC, et al. Study of anatomic fit of micro apex pump and surgical injury in animal implantation experiments[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2010, 31(3): 20-22.
- [18] 李国荣, 朱晓东, 郝宗超, 等. 轴流式血泵叶轮结构简化对流体特性影响[J]. 中国医疗器械信息, 2010, 16(4): 44-46.
Li GR, Zhu XD, Hao ZC, et al. The impact of impeller simplification on the hydrodynamic feature of axial flow blood pump[J]. China Medical Device Information, 2010, 16(4): 44-46.
- [19] Kannojiya V, Das AK, Das PK. Proposal of hemodynamically improved design of an axial flow blood pump for LVAD[J]. Med Biol Eng Comput, 2020, 58(2): 401-418.
- [20] 蔺嫦娥, 李冰一, 姜以岭, 等. 螺旋血泵的研制及其实验研究[J]. 北京生物医学工程, 2003, 22(2): 136-139.
Lin CY, Li BY, Jiang YL, et al. Development and *in vitro* experiment of a spire blood pump[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2003, 22(2): 136-139.
- [21] Kim S, Cho YI, Hogenauer WN, et al. A method of isolating surface tension and yield stress effects in a U-shaped scanning capillary-tube viscometer using a Casson model[J]. J Nonnewton Fluid Mech, 2002, 103(2/3): 205-219.
- [22] Boujlel J, Coussot P. Measuring the surface tension of yield stress fluids [J]. Soft Matter, 2013, 9(25): 5898-5908.
- [23] 温晓妮, 苗常青, 徐春艳, 等. 20~59岁健康人群心脏泵血功能特征研究[J]. 临床心血管病杂志, 2015, 31(11): 1242-1243.
Wen XN, Miao CQ, Xu CY, et al. Research on the characteristics of cardiac function in healthy population of 20~59 years old[J]. Journal of Clinical Cardiology, 2015, 31(11): 1242-1243.
- [24] 李仁年, 李志雄, 韩伟, 等. 主动脉出口血压对左心室血流特性的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(12): 1550-1557.
Li RN, Li ZX, Han W, et al. Effects of aortic outlet blood pressure on left ventricular blood flow characteristics [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(12): 1550-1557.
- [25] 李涛. 两级轴流泵结构设计及性能仿真[D]. 武汉: 武汉科技大学, 2012.
Li T. Structure design and performance simulation of the two-stage axial flow blood pump[D]. Wuhan: Wuhan University of Science and Technology, 2012.
- [26] Matsuda H. Rotary blood pumps: new developments and current applications[M]. Tokyo: Springer Japan, 2000.
- [27] 云忠, 向闻, 石芬. 血泵溶血的研究进展[J]. 生物医学工程研究, 2011, 30(3): 194-198.
Yun Z, Xiang C, Shi F. Development of research on hemolysis of blood pump[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2011, 30(3): 194-198.
- [28] Niimi H, Sugihara M. Cyclic loading on the red cell membrane in a shear flow: a possible cause of hemolysis[J]. J Biomech Eng, 1985, 107(2): 91-95.
- [29] Apel J, Paul R, Klaus S, et al. Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics [J]. Artif Organs, 2001, 25(5): 341-347.
- [30] 云忠, 谭建平, 徐先懂. 红细胞撞击损伤机理研究及仿真分析[J]. 生物医学工程研究, 2006, 25(1): 20-23.
Yun Z, Tan JP, Xu XD. Study and simulation analysis on the hurt principle of the RBC impact[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2006, 25(1): 20-23.
- [31] Abdollahi S, Stephens ED, Uy MA, et al. Super-repellent and flexible lubricant-infused bacterial nanocellulose membranes with superior antithrombotic, antibacterial, and fatigue resistance properties[J]. ACS Appl Mater Interfaces, 2023, 15(22): 26417-26430.
- [32] 李超婧. 面向原位再生的纺织增强型人工血管及其抗凝改性材料的研究[D]. 上海: 东华大学, 2018.
Li CJ. In-situ tissue engineering oriented textile reinforced composite vascular graft and its enhanced anti-thrombogenic surface development [D]. Shanghai: Donghua University, 2018.

(编辑: 陈丽霞)