

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2022.07.021

生物力学与材料

## 基于 fluent 离心式血泵内流场仿真与结构优化

龚晓东<sup>1</sup>, 杨树进<sup>2</sup>, 刘祚时<sup>1</sup>

1. 江西理工大学机电工程学院, 江西 赣州 341000; 2. 广东顺德创新设计研究院, 广东 佛山 528305

**【摘要】**提高溶血性能,降低溶血率作为血泵性能优化的一个重要指标,对血泵的结构优化具有重要的指导意义。本文基于一款离心式血泵通过使用计算流体力学(CFD)技术,采用非结构化网格、N-S方程和标准K-ε湍流模型在 fluent 中模拟分析出不同工况下血泵流场内部的剪切力场、压力场等重要参数并根据叶轮流场数据分析,提出了4种不同的结构优化方案;并基于三维快速溶血预估模型计算出不同流量、不同叶轮结构下血泵的溶血性能。仿真结果显示:当叶片与叶轮径向夹角为45°,流量达到5 L/min、转速为2 100 r/min时,扬程为115 mmHg,溶血率达到0.022 1 g/100 L,优化后模型较原模型溶血率提升40.9%,满足人体泵血生理需求。实验结果显示:选用优化后结构进行实验分析,得到扬程的实验数据与仿真数据相互验证,进一步证实了该仿真结果的准确性。

**【关键词】**优化血泵;溶血性能;计算流体力学技术;溶血预估模型

**【中图分类号】**R318;TH38

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2022)07-0913-06

## Inner flow field simulation of centrifugal blood pump using fluent and structure optimization

GONG Xiaodong<sup>1</sup>, YANG Shujin<sup>2</sup>, LIU Zuoshi<sup>1</sup>

1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Jiangxi University of Science and Technology, Ganzhou 341000, China; 2. Guangdong Shunde Innovative Design Institute, Foshan 528305, China

**Abstract:** Reducing the hemolysis rate to improve hemolysis performance is an important index of blood pump performance optimization, which has important guiding significance for the structure optimization of blood pump. Based on a centrifugal blood pump, the unstructured grid, N-S equation and standard K-ε turbulence model of computational fluid dynamics are used to simulate and analyze the shear force field, pressure field and other important parameters in the blood pump flow field under different working conditions in fluent. According to the data analysis of impeller flow field, 4 different structure optimization schemes are proposed, and the hemolysis performances of blood pump with different flow rates and impeller structures are calculated based on the three-dimensional fast hemolysis prediction model. The simulation results show that when the radial angle between blade and impeller is 45°, with flow rate of 5 L/min and speed of 2 100 r/min, the head is 115 mmHg and the hemolysis rate reaches 0.022 1 g/100 L. The hemolysis rate of the optimized model is 40.9% higher than that of the original model, which meets the physiological needs of human blood pumping. The optimized structure is used to carry out an experimental analysis, and the experimental data and the simulation data of the head are mutually validated, which further verifies the accuracy of the simulation results.

**Keywords:** optimization of blood pump; hemolysis performance; computational fluid dynamics technology; hemolysis prediction model

### 前言

随着我国踏入老龄化社会的步伐加快,我国老年人越来越多,也意味着心血管疾病逐渐成为全社

会关注的问题,替换心脏供体作为有效治疗手段之一被广泛运用在患者临床救治上<sup>[1]</sup>。由于心脏供体的限制,部分患者因为无法及时更换供体而死亡,而人工血泵在临床上可以暂时代替心脏为全身泵血,为患者赢得宝贵的时间。传统的血泵虽不断地进行性能优化,但是血泵溶血性能依然有较大的提升空间。在血泵工作过程中,高速旋转的叶轮会产生较大的压强和剪切力对血细胞造成损坏,不利于患者的临床救治,因此如何通过改变叶轮的结构降低溶血率是血泵临床研究的一个重要方向。

**【收稿日期】**2022-01-18

**【基金项目】**国家自然科学基金青年科学基金(81800556);广东省基础与应用基础研究基金(2020A1515010557)

**【作者简介】**龚晓东,硕士研究生,E-mail: 1194481715@qq.com

**【通信作者】**刘祚时,硕士生导师,E-mail: liuzuoshi@163.com

目前对于降低血泵工作中血液的溶血率,该领域内的学者们提出了不同的理论。舒峻峰等<sup>[2]</sup>研究了离心血泵叶轮流道扭转 10°、20°、40°时流场内的变化情况,验证了叶轮流道扭转 20°时,血泵的改善效果最为明显;王芳群<sup>[3]</sup>在叶片螺旋角 30°、45°、60°的分析实验中得到了当叶片的螺旋角为 30°时,泵内溶血值最低;李卫东等<sup>[4]</sup>通过实验分析了不同高度的导流锥对于溶血性能的影响,得到导流锥为 6 mm 时,溶血的效果最好;吴华春等<sup>[5]</sup>通过计算流体力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)技术对磁悬浮血泵内部场数据进行了仿真分析,发现血泵的叶轮参数对改善血泵性能有较大作用;Takami 等<sup>[6]</sup>研究了叶片部分区域的表面粗糙度对溶血的影响并得到叶轮背面的粗糙度对溶血影响最大;Akamatsu 等<sup>[7]</sup>探究了入口流量与转速对离心式血泵内压力场与效率的影响;Umezu 等<sup>[8]</sup>研究了血泵流场内叶轮轴向上区域的溶血主要因素。

为了进一步提高血泵的溶血性能,通过优化叶片结构,改变血泵转速等多个方向验证血泵的溶血性能并通过 CFD 技术对血泵的数值模拟和溶血性能进行计算,以得到最优方案。

1 离心式血泵模型与流体域非结构网格划分

1.1 离心式血泵结构模型与参数分析

本实验所采用的人工离心式血泵,主要由蜗壳、叶轮、永磁磁铁等结构构成(图 1)。血泵由磁力驱动,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蜗壳,沿壁面由出口流出,其中叶片方向与叶轮径向成 0°角。血泵模型由 Pro/E 绘制(图 2),其中叶轮的结构对离心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。该血泵蜗壳直径 78 mm,高度 40 mm,叶轮直径 64.8 mm,进、出口直径为 9 mm,预充量 34.3 mL。

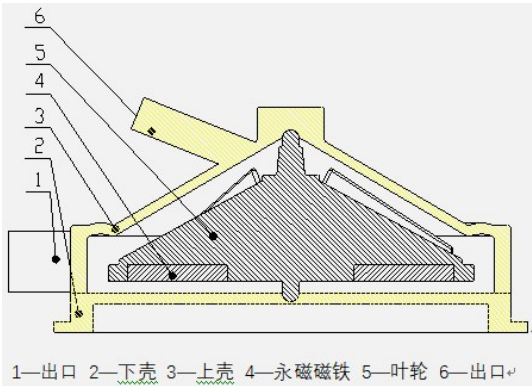


图 1 血泵结构示意图  
Figure 1 Structure of blood pump

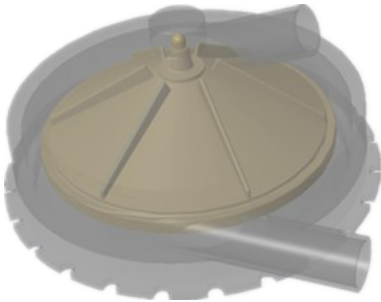


图 2 血泵三维模型  
Figure 2 Three-dimensional model of blood pump

1.2 流体域网格划分与网格无关性验证

由于血泵内部流场模型结构复杂,一般采用非结构网格来划分。由 ANSYS workbench DM 将血泵流体域导出并在 ICEM 中划分非结构化网格,如图 3 所示。为了在提高计算精度的同时减少对计算机内存的占用,需要对隔舌、叶片出口部分网格加密以及通过分析流场内部扬程、网格数量等主要参数进行网格无关性验证。工况条件为转速 2 100 r/min,流量 4 L/min,夹角 15°下的网格信息见表 1。

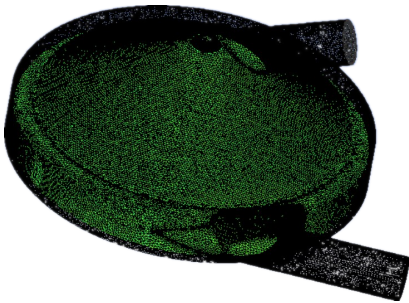


图 3 流体域非结构网格划分模型  
Figure 3 Unstructured mesh generation model in fluid domain

参数	网格数				
	1 303 590	1 499 983	1 951 895	2 709 647	3 086 301
进出口压差/Pa	16 081	15 631	15 226	15 087	15 025
扬程/mmHg	120.6	117.2	114.2	113.2	112.9
扬程变化率/%	-	2.6	2.6	0.9	0.3

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 300 万的模型为准,扬程逐渐收敛于 112.9 mmHg。为同时保证计算数据的准确性并减小计算量,选择网格数量为 1 951 895 的网格模型进行模型仿真和数值分析。

## 2 边界条件与控制方程

### 2.1 fluent中边界条件的设置

由于血液成分复杂且属于非牛顿液体,为方便数据模型的建立,将高剪切率下的血液视为牛顿液体,密度为 $1050 \text{ kg/m}^3$ ,黏度为 $3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}^{[9]}$ ;同时设定入口条件为速度入口,大小为 $1.05 \text{ m/s}$ ,体积流量为 $4 \text{ L/min}$ ;出口边界条件设定为压力出口,压力为 $13.33 \text{ kPa}$ ;转速为 $2100 \text{ r/min}$ ;叶轮壁面设置为旋转壁面,其他边界定义为无滑移壁面;流体域由定子与转子两部分组成,因此采用多重参考坐标系,转子部分为旋转坐标系,定子部分为固定坐标系;同时设置定子部分与转子部分的交界处为interface。

### 2.2 控制方程的选择

由于血泵内部血液为较大黏度的流体,叶轮在转动过程中的复杂流体运动为不可压缩湍流流动,忽略分子水平上的黏性,湍流模型选用标准K- $\varepsilon$ 模型,并采用SIMPLE算法对流体进行压强和速度的耦合。假定血液为连续的流体,忽略温度变化,采用连续性方程与N-S方程来描述场内流体的变化。

## 3 数学模型的建立

### 3.1 流体剪切应力模型

血液中的切应力同时包含湍流切应力和粘性切应力,其中 $x$ 方向上的受力见图4,在Bludszuweit<sup>[10]</sup>的研究下,提出了湍流模型下剪切应力标量的计算方法:

$$\tau = \left[ \frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2 \right] \quad (1)$$

$$\tau_{ii} = 2\mu \frac{\partial u_i}{\partial x_i} + 2\mu_t \frac{\partial u_i}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \times \rho k \delta_{ii} \quad (2)$$

$$\tau_{jj} = 2\mu \frac{\partial u_j}{\partial x_j} + 2\mu_t \frac{\partial u_j}{\partial x_j} - \frac{2}{3} \times \rho k \delta_{jj} \quad (3)$$

其中, $\tau_{ii}$ 、 $\tau_{jj}$ 代表的是 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 3个方向上的正应力;切应力 $\tau_{ij}$ 包含粘性切应力和湍流切应力:

$$\tau_{ij} = \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \mu_t \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \times \rho k \delta_{ij} \quad (4)$$

其中, $\mu$ 为动力黏度; $\mu_t$ 为湍流黏度; $\rho$ 为介质密度; $k$ 为湍流强度; $\delta_{ij}$ 是kronecker函数<sup>[11]</sup>。

### 3.2 溶血数值估算模型

根据国内外研究人工心脏的学者们所提供的理论,红细胞在切应力 $<150 \text{ Pa}$ 下,可以长时间保持活性;当切应力 $>150 \text{ Pa}$ 且 $<1000 \text{ Pa}$ 时,红细胞的破坏程度随着时间的累积不断增加,直至完全丧失活性;当切应力 $>1000 \text{ Pa}$ 时,红细胞会瞬间破裂,释放出血红蛋白,完全丧失活性<sup>[12]</sup>。

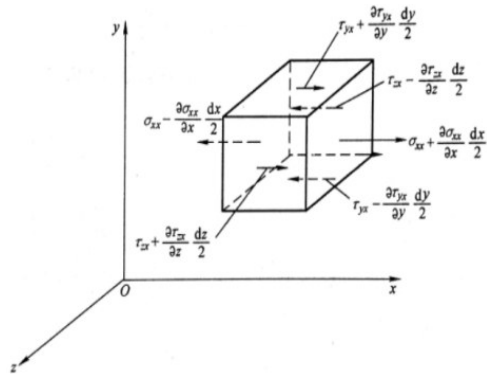


图4 单位体在 $x$ 轴方向上受到的表面力

Figure 4 Surface force on unit body in  $x$ -axial direction

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<sup>[13]</sup>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:

$$D = \frac{\Delta \text{Hb}}{\text{Hb}} = C \tau^\alpha t^\beta \quad (5)$$

其中,Hb代表血液中的游离血红蛋白含量( $\text{Hb}=140 \text{ g/L}$ ); $\Delta \text{Hb}$ 代表溶血导致血液游离蛋白的增加量( $\text{g/L}$ ),其中由大量实验得到的经验常数 $C=3.62 \times 10^{-7}$ , $\alpha=2.416$ , $\beta=0.785$ 。

溶血预估模型双曲型运输方程为<sup>[14]</sup>:

$$\left( \frac{\partial}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla \right) D_i = \sigma \quad (6)$$

其中, $\vec{V}$ 代表速度矢量; $D_i$ 代表线性溶血指数; $D_i = D^{1/0.785}$ ; $\sigma$ 代表单位时间溶血破坏率:

$$\sigma = (3.62 \times 10^{-7})^{1/0.785} \cdot \tau^{2.416/0.785} \quad (7)$$

人工血泵整体稳定流场中线性平均溶血指数为:

$$\overline{D_i} = \frac{1}{Q} \int \sigma dv \quad (8)$$

其中, $Q$ 代表流量。

将溶血值转化为标准的溶血指数(Normalized Index of Hemolysis, NIH):

$$\text{NIH} = \text{Hb} \times D \times 100 \quad (9)$$

人体最大允许标准溶血指标 $\text{NIH}=0.1 \text{ g/100 L}^{[15]}$ 。

## 4 血泵溶血性能研究

### 4.1 初始条件下压力场、速度场、剪切力场分布

对血泵初始结构下的流场进行数值分析,当残差曲线在 $10^{-4}$ 的控制下收敛,可以得到流场内部的压力场、速度场、剪切力场等云图,见图5。

初始结构下流量进口存在较大负压,压力沿径向递增,其中叶片流出部分存在一个高压区域,不利于保持血细胞的活性,隔舌区域压力场存在一个低压区,出口流道压力场趋于稳定;由于叶轮的高速转动,叶片与



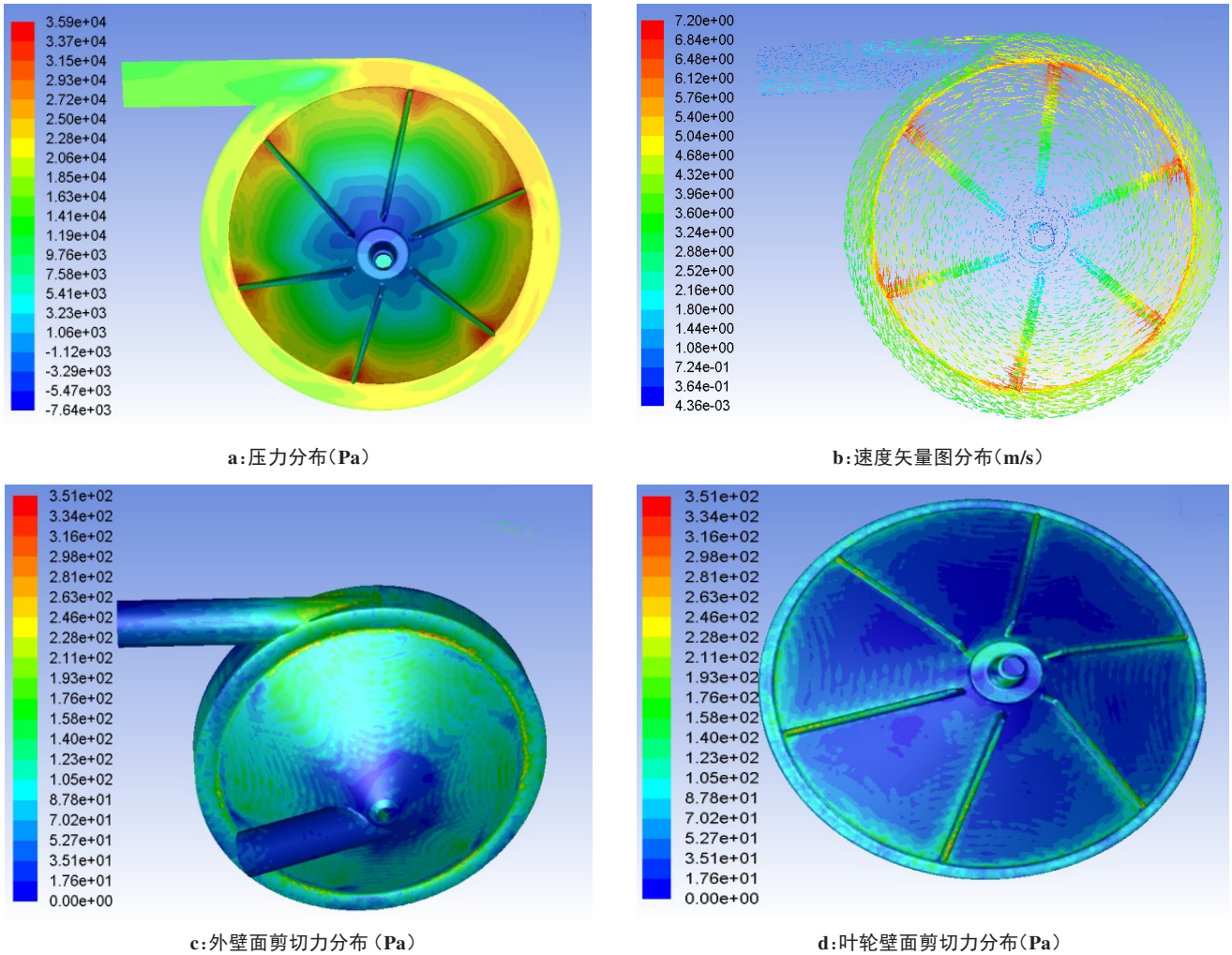


图5 原流场内部流动状态分布

Figure 5 Distribution of flow state in original flow field

叶轮外延存在较大的速度场,外流场较为稳定,速度梯度较小,隔舌部分存在明显高、低流速区域,造成漩涡的形成,延长了血细胞的曝光时间,降低血细胞的活性;剪切力是造成血细胞破坏的直接因素,其中壁面剪切力破坏血细胞的程度更大,在流场区域中血泵壳体表面剪切力沿径向不断增加,隔舌部分有较大剪切力区域形成,叶片流出区域与叶轮外延为流速较大区域,形成较大的剪切力破坏血细胞。

4.2 优化方案与流场分析

根据初始流场的数据分析,可以得到较大压力场、速度场、以及剪切力场集中出现在叶片流出部分,是对血细胞造成严重损伤的主要区域。为提高血泵的溶血性能,根据流场内部情况,对叶片进行结构调整,通过改变叶片与叶轮径向之间的夹角优化血泵的溶血性能,见图6。

使用CFD技术模拟出不同模型内部流体域的状态

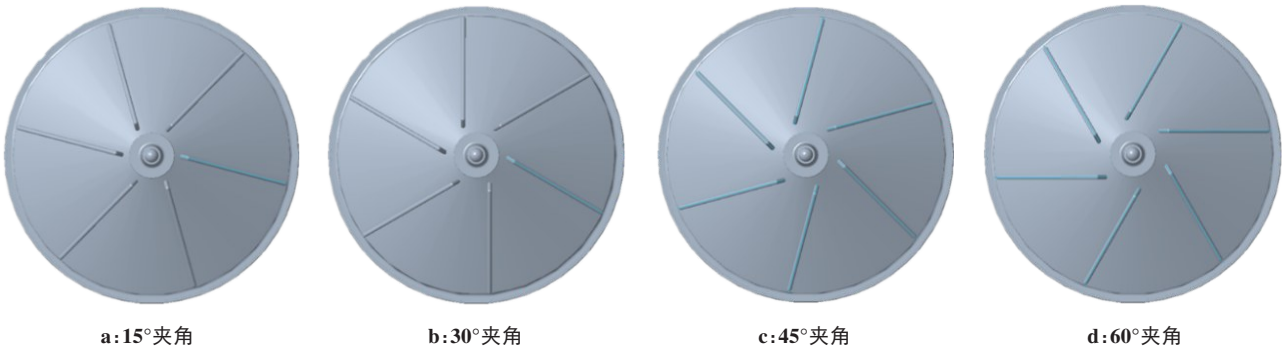


图6 叶轮优化方案

Figure 6 Impeller optimization schemes

态分布,通过建立的剪切应力模型与溶血数值估算模型计算出不同叶轮结构下的溶血值与流量之间的关系,见图7。

从图 7a 可以看到不同流量下,溶血值的大小随着流量的增大而减小,其中叶片与叶轮径向之间的夹角呈 45°时溶血率相对最低,在流量为 5~7 L/min 时,溶血率下降缓慢,在 0.022 1 g/100L 附近趋于稳定;由图 7b 可

知,不同夹角下随着扬程的不断增加,溶血估算值也呈上升的趋势,其中在满足人体需求 100 mmHg 左右的扬程中,45°夹角下溶血估算值最低(0.013 g/100L),相较于初始结构提升了 35%。远小于人体最大允许溶血值 0.1 g/100L,符合国内外标准:优化后的血泵溶血值范围 0.005~0.042 g/100 L<sup>[15-17]</sup>。

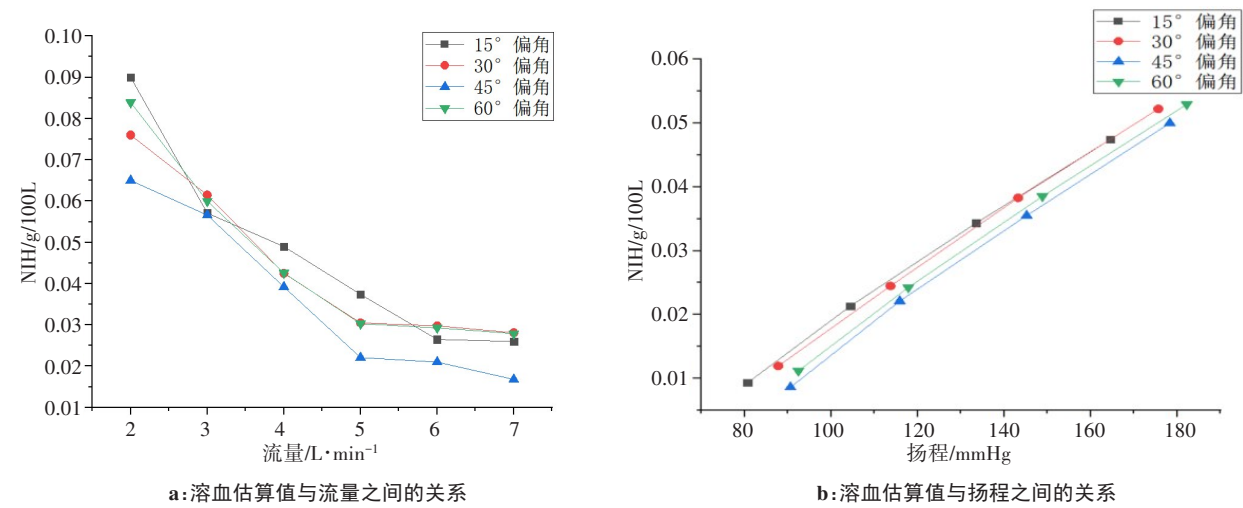


图 7 不同因素与溶血估算值的关系  
Figure 7 Relationships between different factors and hemolysis estimation

4.3 不同转速下的溶血值分析

根据叶片夹角优化后的结果,在夹角呈 15°、30°、45°、60°中,45°夹角对于溶血值的优化效果最好,其中在流量 5~7 L/min 时稳定。因此选择结构为 45°夹角,流量为 5 L/min,探究不同转速工况下的溶血值与扬程变化规律,见图 8。

由图 8 可知,随着叶轮转速的递增,流场内压强、流速、剪切力等参数增加导致溶血率迅速提升,在转速达到 2 700 r/min 时,流场内部与外部产生巨大的压差,当流体流入隔舌部分时,会强制改变流体速度方向,在靠近隔舌的区域形成漩涡,增加血细胞的曝光时间,增大溶血率;当转速低于 2 100 r/min 时,扬程低于 100 mmHg,无法满足供血需求。因此在转速达到 2 100 r/min 时,溶血率与扬程可以达到一个理想的状态。

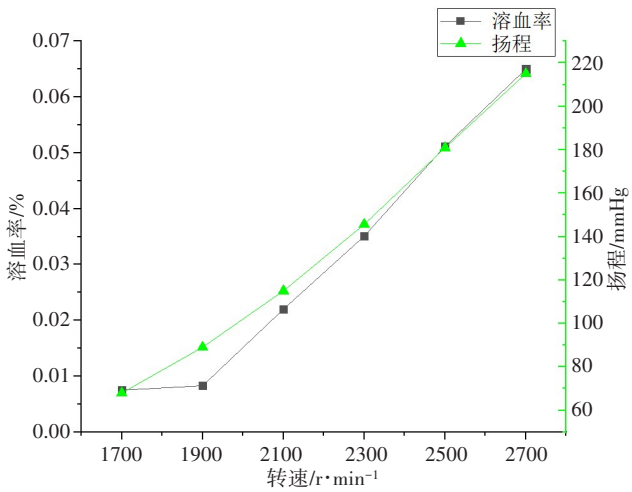


图 8 转速与溶血值、扬程之间的关系  
Figure 8 Relationship between rotation speed and hemolysis rate or head

5 实验平台搭建与水力性能测试

为验证仿真结果的有效性,根据实验目的搭建了用于测量血泵水力性能的测试平台,见图 9。

实验平台主要由血泵、医用 PVC 管路、压力调节阀、流量传感器、压力传感器、贮血器、静脉猪血等组成。实验平台流量大小恒定为 5 L/min,不同转速下流量传感器与血泵进出口的压力传感器分别采集流量与压力数值,并绘制出仿真与实验下的转速-扬程

曲线图,如图 10 所示。

上述实验和仿真结果共同表明,当流量恒定时,血泵扬程的大小随着转速的增加而不断增加,且考虑到仿真结果与实际实验结果有一定的偏差,在转速达到 2 300 r/min 之前,实际测得的数据基本与仿真数据相吻合,在一定的变化范围内基本可以认定仿真数据的准确性和流场分析的有效性。



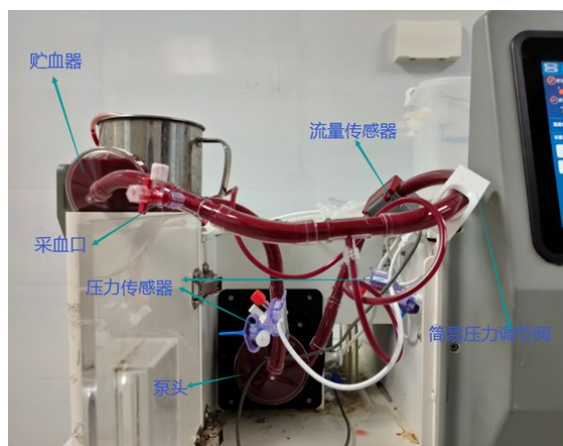


图9 血泵测试实验平台

Figure 9 Blood pump test platform

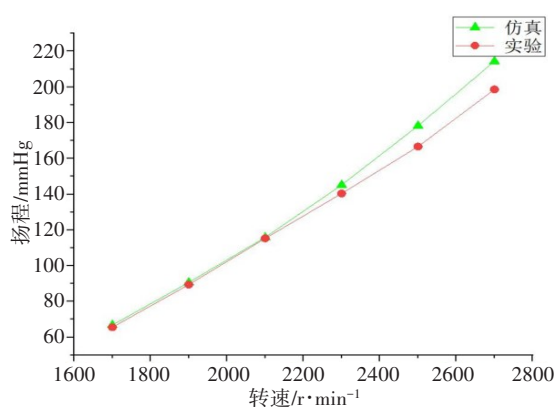


图10 转速-扬程曲线

Figure 10 Rotation-head curve

## 6 总结

该仿真溶血实验基于CFD技术,通过建立流场剪切力计算数学模型与溶血数值估算数学模型,对叶片与叶轮径向夹角为15°、30°、45°、60°时的流场内部进行数据分析,找出影响溶血性能的一个重要因素在于叶片前端的流出部分,同时得到最优夹角为45°,在流量达到5 L/min、转速为2 100 r/min时,溶血率为0.022 1 g/100 L,远小于人体允许最大溶血范围,理论上满足要求。基于以上结构优化结果可以为实际研发项目提供理论指导,缩短研发周期,对血泵的临床使用具有重要的实际意义。

## 【参考文献】

- [1] 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.
- [2] 舒峻峰,王洪杰,宫汝志. 磁液悬浮离心血泵的流场数值模拟及其优化设计[J]. 节能技术, 2019, 37(6): 540-544.  
Shu LF, Wang HJ, Gong RZ. Numerical simulation and optimization design of magnetic-liquid suspension centrifugal blood pump[J]. Energy Conservation Technology, 2019, 37(6): 540-544.
- [3] 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]. 镇江: 江苏大学, 2003.

Wang FQ. CFD verifies the effect of impeller design on blood pump flow patterns and shear distribution [D]. Zhenjiang: JiangSu University, 2003.

- [4] 李卫东,姚奇,杜建军,等. 基于CFD的液悬浮人工心脏泵叶轮入口优化分析[J]. 北京生物医学工程, 2017, 36(1): 21-28.  
Li WD, Yao Q, Du JJ, et al. Optimization analysis of impeller inlet of liquid suspension artificial heart pump based on CFD [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2017, 36(1): 21-28.
- [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.  
Wu HC, Wang ZQ, Gong G, et al. Numerical simulation of internal flow field for blood pump of centrifugal maglev [J]. Medical & Pharmaceutical Journal of Chinese People's Liberation Army, 2013, 25(8): 51-54.
- [6] Takami Y, Nakazawa T, Makinouchi K, et al. Hemolytic effect of surface roughness of an impeller in a centrifugal blood pump[J]. Artif Organs, 1997, 21(7): 686-690.
- [7] Akamatsu T, Nakazeki T, Itoh H. Recent studies of the centrifugal blood pump with a magnetically suspended impeller[J]. Artif Organs, 1995, 19(7): 631-634.
- [8] Umez M, Yamada T, Fujimasu H, et al. Effects of surface roughness on mechanical hemolysis[J]. Artif Organs, 1996, 20(5): 575-578.
- [9] Song GL, Chua IP, Lim TM. Numerical study of a bio-centrifugal blood pump with straight impeller blade profiles[J]. Artif Organs, 2010, 34(2): 98-104.
- [10] Bludszuweit C. Model for a general mechanical blood damage prediction[J]. Artif Organs, 1995, 19(7): 583-589.
- [11] 阮晓东,陈松松,钱伟文,等. 基于溶血性能的离心式旋转血泵设计[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(3): 411-415.  
Ruan XD, Chen SS, Qian WW, et al. Design of centrifugal blood pump based on hemolysis estimation[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011, 30(3): 411-415.
- [12] 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.  
Hu WQ, Li XM, Xu L, et al. Effects of flow rate and blade outlet width on hemolytic performance of centrifugal blood pump[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2019, 23(10): 1581-1587.
- [13] Giersiepen M, Wurzinger LJ, Opitz R, et al. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses-*in vitro* comparison of 25 aortic valves [J]. Artif Organs, 1990, 13(5): 300-306.
- [14] André G. marie-isabelle farinasfast three-dimensional numerical hemolysis approximation[J]. Artif Organs, 2004, 28(11): 1016-1025.
- [15] 王芳群,曾培,茹伟民,等. 应用CFD研究叶轮设计对人工心脏泵内流场的影响[J]. 中国生物医学工程学报, 2005, 24(5): 578-582.  
Wang QF, Zeng P, Ru WM, et al. An investigation of effect of impeller design on flow patterns in blood pumps with CFD [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2005, 24(5): 578-582.
- [16] 陈建中,张锡文,赵春章,等. 微型轴流泵溶血的数值模拟[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(2): 117-119.  
Chen JZ, Zhang XW, Zhao CZ, et al. Numerical simulation of hemolysis in a micro axial flow blood pump[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2007, 26(2): 117-119.
- [17] Song GL, Chua LP, Lim TM. Numerical study of a bio-centrifugal blood pump with straight impeller blade profiles[J]. Artif Organs, 2010, 34(2): 98-104.
- [18] Wu JC, Paden BE, Borovetz HS, et al. Computational fluid dynamics analysis of blade tip clearances on hemodynamic performance and blood damage in a centrifugal ventricular assist device [J]. Artif Organs, 2010, 34(5): 402-411.
- [19] Song XW, Wood HG, Day SW, et al. Studies of turbulence models in a computational fluid dynamics model of a blood pump [J]. Artif Organs, 2003, 27(10): 935-937.
- [20] Van DH. The evaluation of a Lagrangian model for turbulent transport and chemistry [J]. Phys Fluids, 2011, 13(5): 1331-1342.
- [21] Ge L, Dasi LP, Sotiropoulos F. Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs. viscous stresses [J]. Ann Biomed Eng, 2008, 36(2): 276-297.
- [22] Zhang T, Taskin ME, Fang HB, et al. Study of flow-induced hemolysis using novel couette-type blood-shearing devices [J]. Artif Organs, 2011, 35(12): 1180-1186.
- [23] Paul R, Apel J, Klaus S, et al. Shear stress related blood damage in laminar couette flow [J]. Artif Organs, 2003, 27(6): 517-529.
- [24] Skrzypacz J, Bieganski M. The influence of micro grooves on the parameters of the centrifugal pump impeller [J]. Int J Mech Sci, 2018, 144: 827-835.
- [25] Demirtas H, Iriz E, Demirtas CY, et al. Prototype continuous flow ventricular assist device supported on magnetic bearings [J]. Niger J Clin Pract, 2018, 21(7): 847-853.

(编辑:薛泽玲)