

## 叶形仿生优化对离心血泵水力性能及溶血特性的影响

程洁<sup>1,2</sup>, 王慧鹏<sup>1</sup>, 范谦<sup>2</sup>, 李晶<sup>2</sup>

1. 江西理工大学机电工程学院, 江西 赣州 341000; 2. 广东佛山联创工程研究生院, 广东 佛山 528305

**【摘要】**离心血泵的优化对于体外膜肺氧合的临床应用具有重要意义。本研究参考座头鲸在深海中作原地转身运动时其鳍状肢的流线形,重新设计血泵的叶片。采用计算流体动力学对血泵性能进行预测和评估;通过水力试验来验证数值计算的准确性;溶血预测模型采用渐进一致数值近似方法。仿真结果表明,叶片尾缘形状对出口隔舌处的流场分布和该区域的壁面剪应力分布均有显著影响;当叶片尾缘达到一定扭转角度时,叶片结构能较好地适应泵内的流场环境,但当扭转角度不足时,流场扰动反而会增大。与原模型相比,扭转角为20°的模型在转速为2 500 rpm、流量为5 L/min的工况下,扬程试验结果增加11.6%,水力效率提升3.1%,溶血指数下降40.1%。总的来说,具有一定扭转角度的仿生叶片尾缘结构可以提高半开放式离心血泵的性能。

**【关键词】**离心血泵;叶形优化;仿生扭转尾缘;计算流体动力学

**【中图分类号】**R318;TH38

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)05-0616-07

## Effects of blade shape bionic optimization on hydraulic performance and hemolytic characteristics of centrifugal blood pump

CHENG Jie<sup>1,2</sup>, WANG Huipeng<sup>1</sup>, FAN Qian<sup>2</sup>, LI Jing<sup>2</sup>

1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Jiangxi University of Science and Technology, Ganzhou 341000, China; 2. Guangdong Foshan Lianchuang Engineering Graduate School, Foshan 528305, China

**Abstract:** The optimization of centrifugal blood pumps is of great significance for the clinical application of extracorporeal membrane oxygenation. The study redesigned the blades of the blood pump based on the streamlined shape of humpback whales' flippers when they turn in place in the deep sea. Computational fluid dynamics is used to predict and evaluate blood pump performance, and hydraulic tests are carried out to verify the accuracy of numerical calculations. The hemolysis prediction model adopts the asymptotically consistent numerical approximation method. The simulation results indicate that the shape of the blade trailing edge has a significant impact on the flow field distribution at the outlet tongue and the wall shear stress distribution in this area. When the blade trailing edge reaches a certain torsion angle, the blade structure can better adapt to the flow field environment in the pump. However, when the torsion angle is insufficient, the flow field disturbance will increase. Compared with the original model, the model with a torsion angle of 20° increases the test results of the head by 11.6%, improves hydraulic efficiency by 3.1%, and decreased hemolysis index by 40.1% under the operating conditions with a rotation speed of 2 500 rpm and a flow rate of 5 L/min. In general, the bionic blade trailing edge structure with a certain torsion angle can improve the performance of semi-open centrifugal blood pump.

**Keywords:** centrifugal blood pump; blade shape optimization; bionic torsion trailing edge; computational fluid dynamics

### 前言

根据2019年世界卫生组织的报告,全球因心血管疾病(Cardiovascular Disease, CVD)而死亡的人数

达到31%<sup>[1]</sup>。Gibbon<sup>[2]</sup>成功将体外循环用于心脏手术,开创心脏手术的新方法。发展至今,体外膜肺氧合(Extracorporeal Membrane Oxygenation, ECMO)已成为心肺功能衰竭患者在心脏手术和术后修复中有效的临时性生命维持设备<sup>[3-4]</sup>。

离心血泵作为ECMO的核心部件之一,其性能严重影响ECMO治疗的成功率。水力性能和溶血特性是评价血泵性能的主要指标<sup>[5-7]</sup>。现有的研究多通过优化叶轮结构参数来提高血泵性能。Sinnott等<sup>[8]</sup>

**【收稿日期】**2024-01-15

**【基金项目】**装备预研教育部联合基金青年项目(809B032101)

**【作者简介】**程洁,硕士研究生,E-mail: mtycjch@163.com

**【通信作者】**王慧鹏,副教授,E-mail: wanghuipeng1983@126.com

研究了改变叶轮叶片桨距角和转子与泵壳体间的间隙大小对血流的影响,结果表明叶片倾斜会对水力性能和血液损伤造成影响。Graefe等<sup>[9]</sup>采用多变量方法评估血泵,探究定量参数对溶血特性的影响。Wu等<sup>[10]</sup>通过改变叶片的叶片角度和叶片厚度以及分离器叶片的位置来优化血泵性能,旨在降低湍流和二次流动的强度。然而,很少有优化考虑仿生结构。座头鲸的鳍状肢常被应用于不同领域的仿生流体力学中,但血泵相关的应用尚未见报道。座头鲸的鳍状肢是千百年来适应高压、复杂水流等海洋环境而演化的,其流线型的最大厚度位于前缘后方1/3处,然后向后缘收窄,这样的结构形态可以在水流过引起压力梯度,从而减少轮廓阻力。压力梯度的降低将边界层的分离延迟到鳍状肢的尾缘,从而保持较小的尾流,最终的结果就是将由阻力造成的能量损失降至最低<sup>[11-13]</sup>。基于此来改进原有的半开放式离心血泵,通过改变原模型叶片中后缘的扭转角和后缘的流线形,引入仿生扭转尾缘(Bionic Torsion Trailing Edge, BTE),并设计了4种扭转角以求找到最适应血泵内部流场环境的角度。通过计算流体力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)对5种模

型(4种不同扭转角的改进模型和原始模型)进行数值分析;结合ANSYS Fluent软件的UDF功能和基于幂律模型的渐进一致数值近似方法来评价溶血特性;分别对5个模型进行水力试验,以验证CFD分析的准确性;最后,通过分析内部流场,特别是泵体出口隔舌位置和叶片尾缘位置流场分布,以及水力性能和溶血特性评价5个模型。

## 1 离心血泵模型的数值分析

### 1.1 几何模型优化

本研究基于原开发的半开式离心血泵,结合仿生结构对叶片尾缘进行了优化(图1a)。该设计受座头鲸在深海中原地转身动作的启发,仿生结构由类似于座头鲸原地转身时鳍状肢作扭转运动的流线形轮廓构造而成(图1b)。几何模型采用PTC公司推出的CAD设计软件包Creo Parametric 8.0.0.0(PRO/E)进行几何建模。除叶尾扭转角外,泵的其他参数均相同。图1c和图1d分别显示了建模中叶片模型的主视图和俯视图。改进模型根据扭转角度不同,分别命名为BTE8、BTE12、BTE16、BTE20,而BTE0表示装有原始叶轮的泵模型。具体参数见表1。

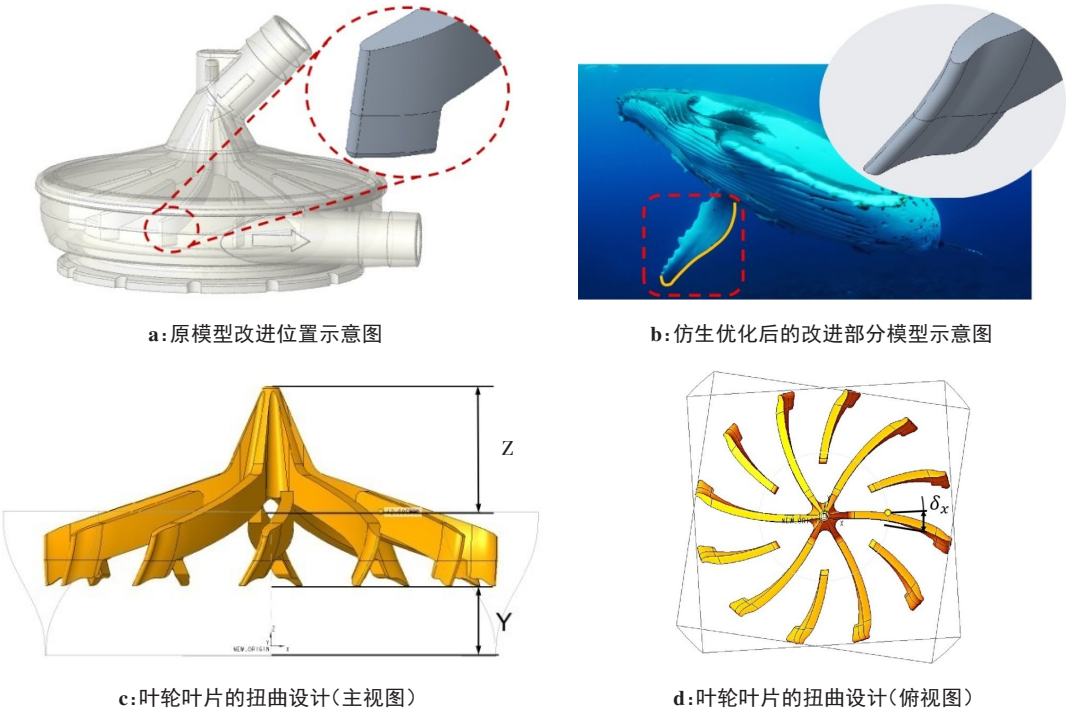


图1 几何模型优化示意图

Figure 1 Schematic diagram of geometric model optimization

### 1.2 CFD分析

将Scdoc格式的几何模型导入ANSYS Fluent Meshing进行网格划分。为避免求解过程中由于高

曲率轮廓而产生较大的截断误差,对血泵隔舌位置和叶片尾缘处进行局部网格加密。使用六面体和四面体元素组合的算法,即Poly-Hexcore来进行体网格

表1 叶片优化的设计参数

Table 1 Design parameters for the blade optimization

参数	参数符号	数值
扭转指令框下底距坐标轴的偏移量/mm	Y	10
扭转指令框顶部距叶轮顶部的偏移量/mm	Z	18
BTE0的逆时针扭转角度	$\delta_x$	0
BTE8的逆时针扭转角度	$\delta_x$	8
BTE12的逆时针扭转角度	$\delta_x$	12
BTE16的逆时针扭转角度	$\delta_x$	16
BTE20的逆时针扭转角度	$\delta_x$	20

划分。通过图2中的8组以泵的扬程和轴功率为检验标准的网格进行网格无关性验证。可以看出,当网格数达到140万个时,扬程和轴功率值均趋于稳定,这也就意味着第6~8组网格,都能获得网格无关解。但是,考虑到计算资源有限,在保证计算精度的前提下,最终采用第6套网格方案。4种改进模型的网格数都在150万个左右。

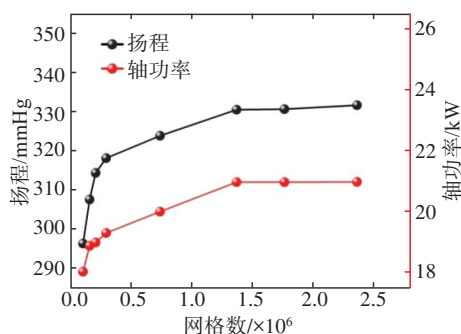


图2 以扬程和轴功率为检验标准的网格无关验证曲线

Figure 2 Grid-independent verification curves with the pressure head and shaft power as the test criteria

将网格划分后的模型导入ANSYS Fluent中。为更好地捕捉流场中的流动现象,采用带有剪切应力的湍流粘度的SST k- $\omega$ 湍流模型,该模型已被众多学者使用并证明其可靠性和准确性<sup>[14-16]</sup>。入口边界条件应用质量流量入口(0.0875 kg/s),出口边界条件设置为outflow。试验证明由于旋转式血泵工作时血液所受到的剪切应力较高,且血液在高剪切速率(>100/s)下的非牛顿特性可以忽略不计,因此在数值模拟中可以视血液为牛顿流体<sup>[17-18]</sup>。将血液的密度设置为1 050 kg/m<sup>3</sup>,动力粘度为0.003 5 Pa·s。流体计算域中的所有壁面设置为无滑移壁面。使用多参考系模型(Multiple Reference Frame Model, MRF),转速设置为2 500 rpm。最后用SIMPLEC的压力-速

度耦合方法以及二阶离散格式求解整个流场。

### 1.3 溶血预测方法

Niimi等<sup>[19]</sup>研究表明血细胞损伤主要由剪切应力大小与暴露于该剪切应力下的时间共同决定。目前,被广泛应用的溶血预测模型几乎都是基于幂律模型开发的。幂律模型是一种自上而下的方法,是基于试验数据和统计学的方法得到的,其模型可以表示为:

$$D(\tau_{sv}, t) = C\tau_{sv}^{\alpha}t^{\beta} \quad (1)$$

其中, $\tau_{sv}$ 是标量剪应力, $C$ 、 $\alpha$ 和 $\beta$ 是试验所得的经验常数<sup>[20-22]</sup>。

基于幂律模型,依赖仿真计算中的速度场和剪切应力场进行溶血计算<sup>[23-24]</sup>。假定流场中所有的血细胞都发生溶血,那么损伤值为1,而在一定体积下的血细胞被破坏后不会随时间推延而再被破坏,这样损伤函数的值应不大于1。因此有:

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} + \bar{V} \cdot \nabla\right) \dot{D} = \sigma(1 - \dot{D}) = S \quad (2)$$

其中, $\frac{\partial}{\partial t}$ 为瞬态项; $\dot{D}$ 为修正的损伤指数; $\bar{V}$ 为网格速度矢量; $S$ 表示源项,用 $(1 - \dot{D})$ 加权,当 $\dot{D}$ 趋于1时, $S$ 趋于0。因此,流场中溶血预测得到的损伤值不会达到100%,从而避免溶血值被过分高估。 $\sigma$ 是一个双曲方程,是标量剪应力的函数:

$$\sigma = (1.8 \times 10^{-6})^{1/0.765} \tau_{sv}^{1.991/0.765} \quad (3)$$

其中的系数采用Heuser等<sup>[21]</sup>测验统计出的经验常数。标量剪切应力是为了说明粘性剪切力张量的性质,在这里是由血泵中数值分析求解出的速度场算得的,为获得更准确的标量值,使用Bludszuweit<sup>[25]</sup>提出的基于Von Mises屈服准则的方法来计算:

$$\tau_{sv} = \left[0.5 \left[ (\tau_1 - \tau_2)^2 + (\tau_2 - \tau_3)^2 + (\tau_3 - \tau_1)^2 \right] \right]^{0.5} \quad (4)$$

其中, $\tau_1$ 、 $\tau_2$ 和 $\tau_3$ 为主剪应力,主剪应力平面相互正交。

整理上述方程作为Navier-Stokes数值解的后处理,直接在求解流场时对全流场进行体积积分,获得损伤指数:

$$-\int_V \frac{\bar{V} \cdot \nabla \dot{D}}{(1 - \dot{D})} dV = \int_V \sigma dV \quad (5)$$

其中, $\dot{D} = D(\tau_{sv}, t)^{1/0.765}$ 。最后,通过归一化的方式来得到溶血指数:

$$NIH = Hb \times D(\tau_{sv}, t) \times 100 \quad (6)$$

其中,Hb是计算域中血液血红蛋白的浓度。

上述为溶血的渐进一致数值近似方法,这种方法的优势在于:在任何模型的任何坐标系中都能通过在数值求解时利用质量方程和动量方程对其进行编程,求解出整个流体域的血液损伤;其预测的溶血



结果被证明与实验测得的溶血值之间的相关系数达到0.999<sup>[26]</sup>。本研究将该溶血预测模型通过用户自定义标量(UDS)定义并使用用户自定义函数(UDF)编写源项、扩散项和边界条件函数等;最后,通过UDS残差( $<10^{-8}$ )监控收敛并作为后处理程序进行求解。

## 2 搭建水力试验平台与测试

通过对5个模型进行水力试验来获得试验数据,以此验证数值计算的准确性。图3为水力试验平台,除原血泵模型已经产品化外,4种改进模型的叶轮通过3D打印技术制造。整个泵体通过超声波焊接机(XH-CA2024B1, 中国)组装,并用差压气密测试系统(ATC202-S2U, 中国)检验其气密性。试验所用的溶液使用与血液有相似的粘度和密度的水-甘油混合溶液代替。在进出口管道中使用超声波流量传感器(SONOFLOW CO.56/120, 德国)监测流量。通过一次性压力传感器获取压力值。使用阻力调节阀控制流量。本研究一共测试了在固定流量下,1 500、2 000、2 500、3 000、3 500 rpm的5种转速模式,以及固定转速下,1、3、5、7 L/min的4种流量模式,5个模型共100组数据。

## 3 数值模拟结果的对比分析

### 3.1 水力性能与验证

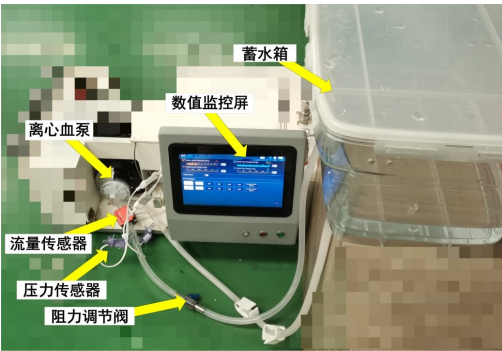


图3 水力试验平台  
Figure 3 Hydraulic experiment platform

图4为5种模型在不同工况下数值模拟结果与试验数据所构成的扬程-转速-流量关系曲线,其中由于实验设备的驱动装置与血泵的配对在大于3 000 rpm后会发生脱磁现象,因此转速为3 500 rpm的测试无法进行。所测工况点的相对误差均低于10%,表明数值计算结果是可靠的,可以为全流场的分析提供指导。

当转速为1 500 rpm时,在标准工况5 L/min下,5个模型都能满足人体血液的供压要求(80~120 mmHg),但是仿真BTE0的扬程明显小于4个改进模型。从转速变化时的扬程变化可以看出,泵的扬程大小受转速的影响显著,这也就意味着,在输出

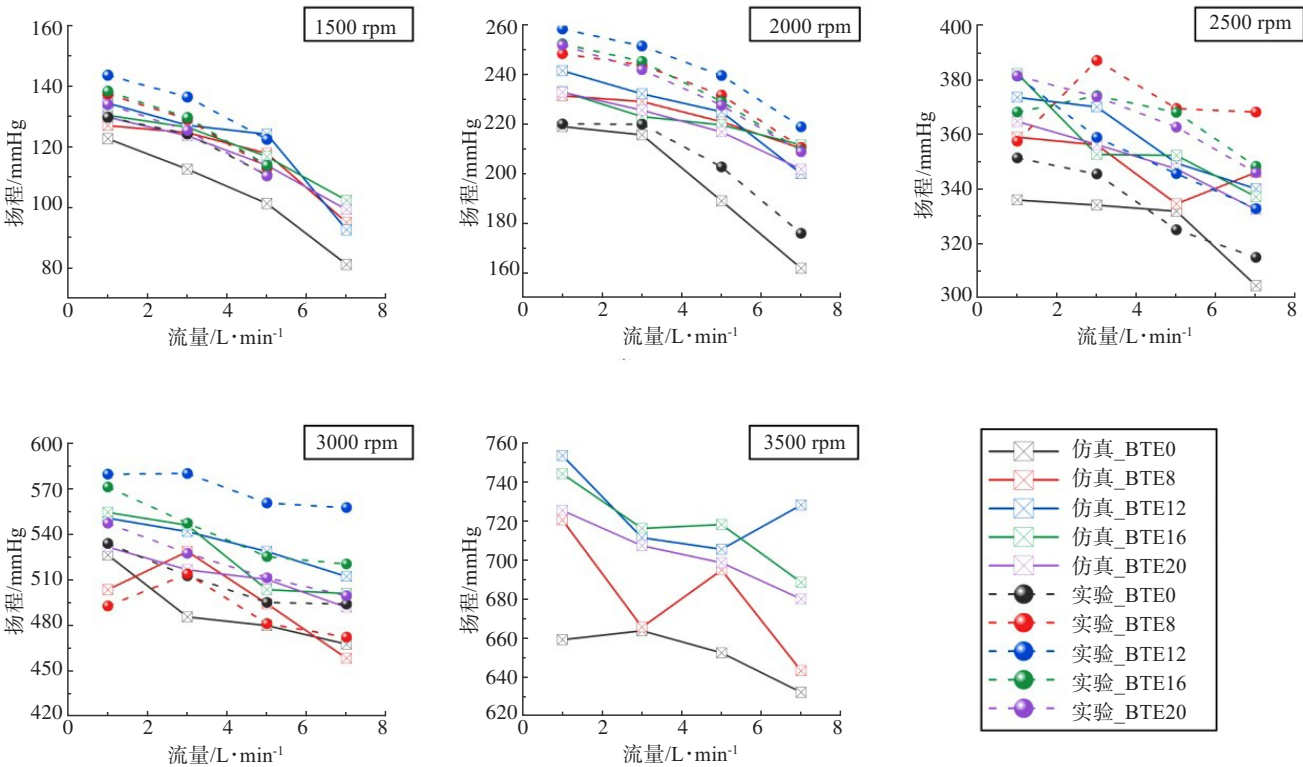


图4 在不同工况下水力试验与仿真模拟结果的扬程-转速-流量关系曲线

Figure 4 Pressure head-rotational speed-flow rate relationship curves of hydraulic test and simulation results under different working conditions

相同压力的情况下,4个改进模型只需要比BTE0更低的转速就可以达到等同的扬程,这对溶血性能也是有益的。当转速高于2 500 rpm时,无论是实验数据还是仿真数据,BTE8、BTE12和BTE16的曲线趋势均不稳定;而BTE20,在所有转速下,扬程几乎随流量线性减小。

### 3.2 泵腔内流场分布

由图5可以看出,与其它模型相比,BTE8在出口隔舌处的流场分布十分紊乱,虽然从扬程-流量曲线来看扬程明显高于BTE0,但如此复杂的流体结构并不利于溶血特性。BTE12在出口流道处出现明显的漩涡和回流现象,而BTE0存在大面积的流动分离现象,这些不规则的流动现象是溶血加剧的原因之一。此外,BTE20比BTE16出口回流更少,流场分布更平滑。

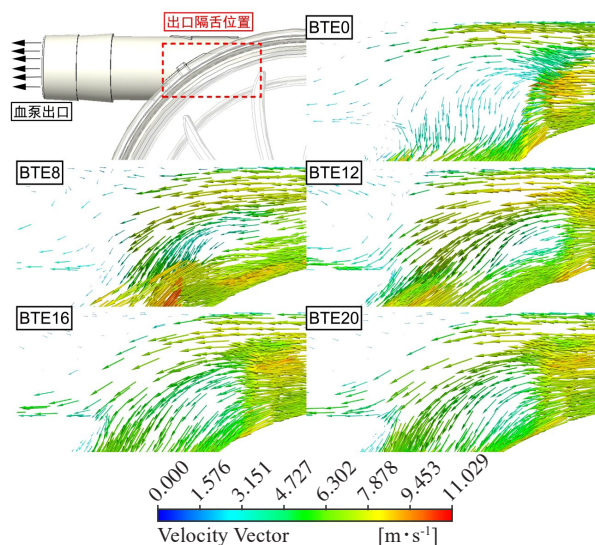


图5 5个模型在转速为2 500 rpm、流量为5 L/min工况下泵内出口隔舌处的速度矢量分布图

Figure 5 Distribution of the velocity vector of the 5 models at the outlet tongue of the pump when the rotation speed is 2 500 rpm and the flow rate is 5 L/min

### 3.3 出口隔舌处叶片尾缘的壁面剪切力分布

根据仿真结果表明,泵出口处的叶片尾缘剪应力最大。4种改进模型的剪应力矢量集中在叶片尾端的外围轮廓上(图6)。这是由于改进模型的叶片尾缘的扭曲曲率分散了部分血液撞击叶片的冲击力,沿叶片轮廓产生压力梯度,最终流过尾缘末端。BTE0虽然是后弯叶片,但它只在两个维度分散冲击力,导致叶片尾缘的压力面大面积承受冲击力;BTE8由于扭转曲度不够,虽然分散了压力面最中间的冲击力,但并没有形成较好的压力梯度,导致尾缘末端

应力集中过大,反而增大溶血风险;相比之下,BTE12、BTE16和BTE20的表现要好得多。

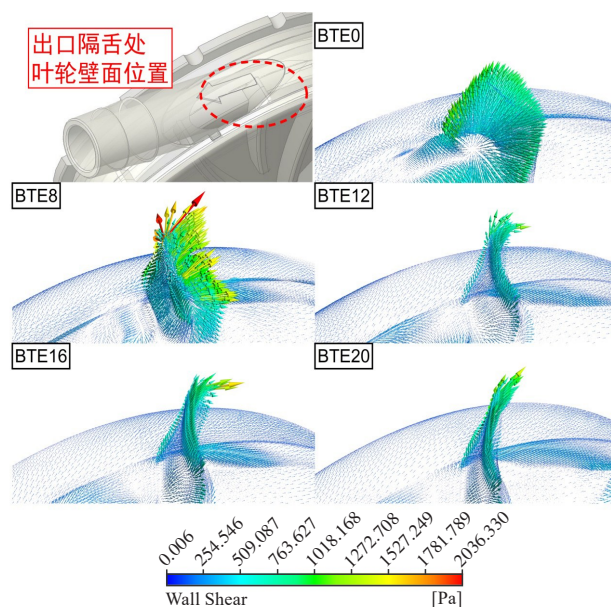


图6 5个模型在转速为2 500 rpm、流量为5 L/min工况下泵内出口隔舌处的叶轮壁面剪切力分布图

Figure 6 Distribution of the impeller wall shear force of the 5 models at the outlet tongue of the pump when the rotation speed is 2 500 rpm and the flow rate is 5 L/min

### 3.4 评估溶血特性

根据本研究提出的溶血预测方法,对不同工况下的5个模型进行溶血预测,得到归一化的溶血指数。从图7a中可以看出,流量的不同对5个模型溶血指数的影响并不显著,但可以看到BTE8的预测值最高,即溶血性能最差,这与3.3节分析的叶片尾缘壁面剪应力的情况一致。BTE12和BTE16也产生了较高的溶血,这与叶片尾缘压力面法线方向和泵出口方向之间的夹角有关,BTE12和BTE16与泵出口方向形成的夹角不能很好地将血液顺流送出,导致血液在泵内形成漩涡和产生回流,这在图5中可以验证。BTE20的溶血预测值最低,这意味着应仔细考虑叶片扭转角与泵出口方向的关系对溶血指数的影响。由图7b可以看出,溶血指数受转速的影响很大,尤其是大于2 500 rpm之后,每个模型的溶血指数增速都有明显提高。在不同流量下,BTE20比BTE0的溶血指数减少28.9%~31.3%。在不同转速下,BTE20的溶血指数增幅比BTE0减少3.24%。

### 3.5 综合对比水力性能和溶血特性

表2为结构优化前后离心水泵在转速2 500 rpm、流量5 L/min工况下的性能对比。为更准确地评价水泵的水力性能,对比各工况下的扬程情况以及效率。

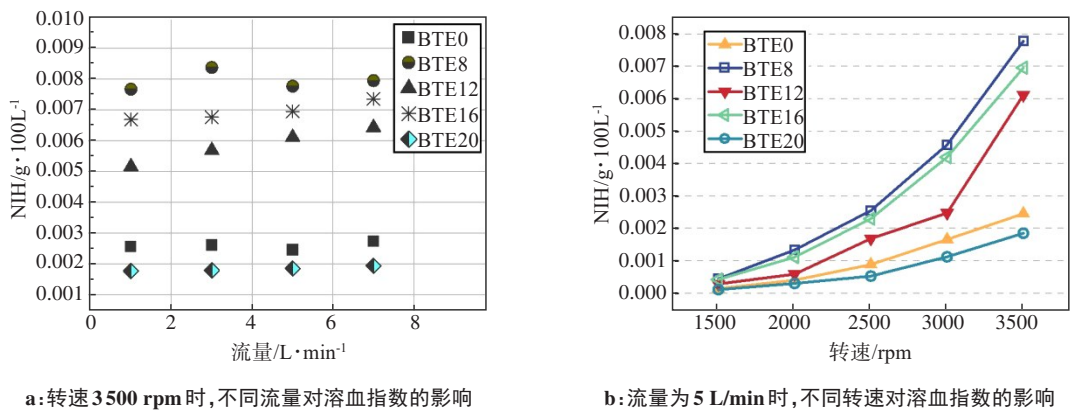


图 7 溶血预测结果对比

Figure 7 Comparison of hemolysis prediction results

在 4 个改进模型中, 相比于 BTE0, 仅有 BTE20 在水力性能和溶血特性上均有提升, 即扬程仿真结果提高 4.7%, 扬程试验结果提高 11.6%, 水力效率提升 3.1%, 而且溶血指数还下降了 40.1%。

表 2 优化设计的性能结果对比总结

Table 2 Comparative summary of performance results of optimized designs

模型	效率的变化率/%	扬程仿真结果/mmHg	扬程的变化率(仿真)/%	扬程试验结果/mmHg	扬程的变化率(试验)/%	仿真与试验的误差(扬程)/mmHg	NIH/g·100L <sup>-1</sup>	NIH 的变化率/%
BTE0	-	331.974	-	325.2	-	2.08	0.000 888 6	-
BTE8	-6.2	334.665	+0.8	369.6	+13.7	9.45	0.002 554 3	+187.5
BTE12	+7.5	349.612	+5.3	345.8	+6.3	1.10	0.001 688 2	+90.0
BTE16	+3.3	352.439	+6.2	368.2	+13.2	4.28	0.002 302 3	+159.9
BTE20	+3.1	347.492	+4.7	362.8	+11.6	4.22	0.000 532 3	-40.1

4 讨论与总结

本研究中, 叶片尾缘的形状结构设计灵感来自于座头鲸在深海中的原地转身运动。通过改变离心血泵叶轮叶片中后缘扭转角度和叶片后缘的流线型形状, 设计 4 种改进模型。试验结果和数值预测结果均表明, 在相同工况下, 除 BTE8 的水力效率低于原模型外, BTE12、BTE16 和 BTE20 不仅获得了比原模型更高的扬程, 而且水力效率也得到提高。因此可得, 除 BTE8 外, 其它 3 个改进模型的水力性能均有提高。当转速高于 2 500 rpm (含 2 500 rpm) 时, 流量的变化使 BTE12 和 BTE16 的扬程曲线不稳定。对于出口隔舌位置的流场分布来说, BTE8 的流场结构为复杂, 这也解释了 BTE8 的扬程数值增大而效率却是下降的原因。

另一方面, 本研究中的血泵血值受流量变化的影响不大, 但受转速变化的影响较大。在对出口隔舌处叶片尾缘壁面剪应力的分析中表明, 该区域剪

应力矢量的大小与叶片扭转角有关。原模型的叶片采用后弯设计, 仅将血液撞击叶片的冲击力进行二维的分散, 导致叶片尾缘压力面大面积受到较大的剪切力。由于改进叶片具有一定的扭转角, 叶片尾缘压力面可以在接触血液时从 3 个维度分散叶片对血液的直接冲击力。需要强调的是, 扭转角的大小非常关键, 如果角度不够则容易造成应力沿轮廓流线叠加产生极大剪切应力, 同时也存在紊乱泵内流场的风险, 如改进模型中的 BTE8。

总的来说, 类似于座头鲸鳍状肢的流线型尾缘线条更能适应泵内的流场环境。随着叶片后缘扭转角的增大, 泵的性能没有明显出线性的变好或变差的趋势, 但可以肯定的是, 当扭转角不够大时, 泵内流场紊乱现象明显, 将直接导致溶血指数升高; 当角度大于一定值时, 泵的水力性能有显著提高。通过对比 5 种模型, 发现 BTE8 的性能评价并不理想, 而 BTE12、BTE16、BTE20 在水力性能方面均有所提升,



但只有BTE20在水力性能和溶血特性方面都明显优于BTE0,这些分析过程和结果揭示了叶片尾缘叶型对泵性能的影响,并为离心血泵的设计和 optimization 提供有用的指导。

## 【参考文献】

- [1] WHO CVD Risk Chart Working Group. World Health Organization cardiovascular disease risk charts: revised models to estimate risk in 21 global regions[J]. Lancet Glob Health, 2019, 7(10): e1332-e1345.
- [2] Gibbon JH. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery [J]. Minn Med, 1954, 37(3): 171-185.
- [3] Crow J, Lindsley J, Cho SM, et al. Analgesedation in critically ill adults receiving extracorporeal membrane oxygenation support[J]. ASAIO J, 2022, 68(12): 1419-1427.
- [4] Orozco-Hernandez E, DeLay TK, Gongora E, et al. State of the art - extracorporeal membrane oxygenation as a bridge to thoracic transplantation[J]. Clin Transplant, 2023, 37(2): e14875.
- [5] Wu P, Xiang WJ, Yin CK, et al. The design and evaluation of a portable extracorporeal centrifugal blood pump[J]. Front Physiol, 2021, 12: 766867.
- [6] Qu YF, Guo ZY, Zhang J, et al. Hemodynamic investigation and *in vitro* evaluation of a novel mixed-flow blood pump[J]. Artif Organs, 2022, 46(8): 1533-1543.
- [7] Xue QX, Ren XY, Gao B, et al. Hemodynamic investigation of a novel rotary displacement blood pump for extracorporeal membrane oxygenation[J]. Int J Numer Method Biomed Eng, 2023, 39(6): e3705.
- [8] Sinnott MD, Cleary PW. Effect of rotor blade angle and clearance on blood flow through a non-pulsatile, axial, heart pump [J]. Prog Comput Fluid Dyn, 2010, 10(5/6): 300-306.
- [9] Graefe R, Henseler A, Steinseifer U. Multivariate assessment of the effect of pump design and pump gap design parameters on blood trauma[J]. Artif Organs, 2016, 40(6): 568-576.
- [10] Wu P, Huo JD, Dai WF, et al. On the optimization of a centrifugal maglev blood pump through design variations[J]. Front Physiol, 2021, 12: 699891.
- [11] Shi WC, Atlar M, Rosli R, et al. Cavitation observations and noise measurements of horizontal axis tidal turbines with biomimetic blade leading-edge designs[J]. Ocean Eng, 2016, 121: 143-155.
- [12] Fish FE, Battle JM. Hydrodynamic design of the humpback whale flipper[J]. J Morphol, 1995, 225(1): 51-60.
- [13] Lin YT, Chiu PH. Influence of leading-edge protuberances of fx63 airfoil for horizontal-axis wind turbine on power performance [J]. Sustain Energy Technol Assess, 2020, 38: 100675.
- [14] Wang S, Tan JP, Yu ZQ. Comparison and experimental validation of turbulence models for an axial flow blood pump[J]. J Mech Med Biol, 2019, 19(8): 1940063.
- [15] Mohammadi R, Karimi MS, Raisee M, et al. Probabilistic CFD analysis on the flow field and performance of the FDA centrifugal blood pump[J]. Appl Math Model, 2022, 109: 555-577.
- [16] Karimi MS, Razzaghi P, Raisee M, et al. Stochastic simulation of the FDA centrifugal blood pump benchmark [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2021, 20(5): 1871-1887.
- [17] Day SW, McDaniel JC, Wood HG, et al. A prototype HeartQuest ventricular assist device for particle image velocimetry measurements [J]. Artif Organs, 2002, 26(11): 1002-1005.
- [18] Bludszuweit C. Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump[J]. Artif Organs, 1995, 19(7): 590-596.
- [19] 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.
- [20] 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]. Int J Artif Organs, 1990, 13(5): 300-306.
- [21] Heuser G, Opitz R. A Couette viscometer for short time shearing of blood[J]. Biorheology, 1980, 17(1/2): 17-24.
- [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] Farinas MI, Garon A, Lacasse D, et al. Asymptotically consistent numerical approximation of hemolysis[J]. J Biomech Eng, 2006, 128(5): 688-696.
- [24] Garon A, Farinas MI. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation[J]. Artif Organs, 2004, 28(11): 1016-1025.
- [25] Bludszuweit C. Model for a general mechanical blood damage prediction[J]. Artif Organs, 1995, 19(7): 583-589.
- [26] Taskin ME, Fraser KH, Zhang T, et al. Evaluation of eulerian and lagrangian models for hemolysis estimation[J]. ASAIO J, 2012, 58(4): 363-372.

(编辑:谭斯允)