

基于数值模拟的混流式血泵结构改进

许斌^{1,2}, 罗基平^{1,2}, 黄典贵^{1,2}

(1. 上海理工大学能源与动力工程学院, 上海市 200093; 2. 上海市动力工程多相流动与传热重点实验室, 上海市 200093)

摘要: 轴流式血泵转速过高、离心式血泵易产生流动死区是造成血液损伤的重要原因, 而混流式血泵能有效缓解转速过高及流动死区问题。基于此, 采用计算流体力学方法对闭式叶轮混流式血泵进行了三维流场仿真, 分别探究了不同叶片数和叶片厚度的混流式血泵的性能, 分析了血泵流场特性及压力分布情况; 基于溶血幂函数模型, 通过拉格朗日粒子追踪法进行血泵的溶血性能预测, 得到水力性能与溶血性能良好的血泵结构参数。结果表明, 当叶片数为 5、叶片厚度为 0.8 mm 时, 扬程更接近预期设计目标, 能够满足血泵供压需求; 溶血指数比原模型降低 14.65%, 有效降低溶血程度; 内部流场均匀稳定, 未出现回流、流动死区问题, 有效防止血栓产生; 叶片进口处低压区域减少, 有效缓解空化现象产生。研究结果可为闭式叶轮混流式血泵的结构改进及性能改善提供依据。

关键词: 混流式血泵; 数值模拟; 结构改进; 溶血

中图分类号: TH 313 **文献标志码:** A

Structure improvement of mixed flow blood pump based on numerical simulation

XU Bin^{1,2}, LUO Jiping^{1,2}, HUANG Diangui^{1,2}

(1. School of Energy and Power Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Key Laboratory of power energy in multiphase flow and heat transfer, Shanghai 200093, China)

Abstract: The high rotational speed of the axial flow blood pump and flow separation of the centrifugal blood pump are the leading causes of blood damage in the blood pump. Nevertheless, the mixed flow blood pump can effectively alleviate the high rotational speed and the flow separation. Based on this, the three-dimensional flow simulation of a closed impeller mixed flow blood pump was carried out by the computational fluid dynamics method. The blood pump performance with different blade numbers and thicknesses was investigated. The blood pump flow characteristics and pressure distribution were analyzed. Based on the hemolysis power function model, the Lagrangian particle tracking method was used to predict the blood pump hemolysis performance. The structural parameters with excellent hydraulic performance and hemolysis performance were obtained. The results show that the lift is closer to the expected design target when the number of the blades is 5, and the thickness is 0.8 mm, which

收稿日期: 2022-04-08

基金项目: 国家自然科学基金 (52036005)

第一作者: 许斌 (1996-), 男, 博士研究生。研究方向: 流体机械。E-mail: mamu047@163.com

通信作者: 黄典贵 (1963-), 男, 教授。研究方向: 空气动力学、流体机械。E-mail: dghuang@usst.edu.cn

ensures the pressure demand of the blood pump. The hemolytic index is reduced by 14.65%, and the thrombosis is effectively reduced. There is no backflow or flow fixed vortex zone due to uniform and stable internal flow. The cavitation intensity is effectively alleviated due to the reduction of low-pressure area at the blade entrance. The research results may provide a basis for the structural improvement and performance evaluation of the closed impeller mixed flow blood pump.

Keywords: *mixed flow blood pump; numerical simulation; structural improvement; hemolysis*

心室辅助设备(ventricular assist device, VAD)可以辅助或代替心脏做功输送血液,维持人体的正常生理运转,对心衰患者的治愈及生存起到重要作用。VAD 最为核心的部件就是血泵,血泵性能的好坏直接决定 VAD 的整体性能优劣^[1]。

血泵的性能评估主要包括提供泵血功能的水力性能以及血液相容性^[2]。水力性能是指通过血泵转子叶轮做功传递给血液的能量以及能量转换程度的大小,一般由扬程和水力效率来评估,对于血泵实际应用的需求来说,则是满足心力衰竭患者体内血液正常生理循环所需的流量及血压,这是血泵设计符合预期目标的前提条件。血液相容性是指人体内部血液对于外源材料或物质相互作用的适应程度,目前旋转类血泵对于人体血液的危害主要有溶血及血栓。

混流式血泵能有效缓解轴流式血泵转速过高加剧血液损伤、离心式血泵容易产生流动死区产生血栓等问题,从而能够减小对血液的损伤程度,改善血液的流动状况^[3-5]。Wu 等^[6]通过水力性能实验探究的方法对一款微型混流式血泵进行流体动力学分析,将螺旋叶片数为 3, 4 的叶轮结构进行对比,探究混流式血泵流动损失及流动状况,并利用油滴法在叶轮轮毂上绘制条纹线来探究叶轮轮毂面上的流动情况。研究发现:叶轮的二次流及叶顶间隙泄露与血泵的工作状况及结构设计有着重要关联,血泵在低流量下更容易产生流动分离等现象。Shu 等^[7]利用粒子图像测速实验(particle image velocimetry, PIV)对同轴混流式血泵内部泰勒涡进行探究,研究发现:泰勒涡能够增加环状间隙流动的混合,缩短红细胞在该高剪切速率区域的停留时间,能够对血泵内部的溶血和血栓等现象产生起到抑制作用。

在数值模拟方面,蔺嫦燕等^[8]利用数值模拟及体外溶血实验探究的方法对螺旋混流式血泵的流体力学性能及溶血性能进行分析,研究发现:

数值模拟结果与体外实验结果较为吻合,螺旋混流式血泵对血液的损伤程度远低于对照组的轴流式血泵。Arvand 等^[9]利用计算流体力学方法(computational fluid dynamics, CFD)及体外性能测试对 3 款不同叶片结构的闭式叶轮混流式血泵进行性能分析,研究发现:CFD 模拟的扬程-流量曲线与实验结果吻合,其所研究的范围内,叶片形状为直叶片时的闭式叶轮结构能够取得更好的溶血性能。罗基平等^[10]设计并采用数值模拟方法研究了带导叶的闭式混流血泵,通过分析该类型血泵的流场特性及压力分布情况,探讨其水力性能以及可能对红细胞造成的损伤程度。与半开式叶轮结构混流式血泵相比,所研究的血泵具有更好的水力性能及避免血液损伤的能力。Olia 等^[11]指出血细胞长期暴露于高剪切力、与异物接触碰撞、空化等因素会对血液造成损伤。

血液流经血泵时,由于内部流动情况复杂,会产生溶血和血栓现象,威胁人体生理健康,如何降低溶血程度及避免不均匀流动产生血栓现象,在血泵的设计及结构改进中尤为重要。血泵的结构参数不仅决定着整体性能的好坏,而且对泵体内部流场分布存在重要影响。通过数值模拟方法探究不同叶片数及叶片厚度对血泵水力性能与血液相容性的影响,得到具有水力性能良好、血液相容性较高的血泵结构参数。

1 数值模拟方法及验证

1.1 闭式叶轮混流式血泵几何模型

血泵模型为一款带闭式叶轮的导叶式混流血泵,如图 1 所示^[10]。血泵内部通流部分结构主要为转子叶轮及后导叶两部分。转子叶轮将旋转得到的动能转换成流经血泵内部血液的压能,实现辅助心脏为人体正常生理活动供压;后导叶起到导流作用,将血液从血泵内部均匀排出,改善血液流动环境。血泵基本结构参数如表 1 所示。

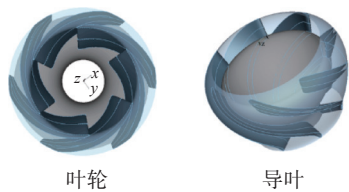


图 1 混流式血泵模型

Fig.1 Mixed flow blood pump model

表 1 混流式血泵的特征参数

Tab.1 Characteristic parameters of mixed flow blood pump

参数	数值
叶片数	6
叶轮进口直径 D_1 /mm	11
叶轮出口直径 D_2 /mm	14.6
叶轮轮缘进口安装角 $\beta_{1b}/(^{\circ})$	21.7
叶轮轮缘出口安装角 $\beta_{2b}/(^{\circ})$	19.0
叶片厚度/mm	0.6
转速 $n/(\text{r}\cdot\text{min}^{-1})$	8 000
比转速 n_s	212

1.2 数值模拟方法

假设血液为牛顿流体, 血液粘度为 $3.5\times 10^{-3}\text{ Pa}\cdot\text{s}$, 密度为 $1\,055\text{ kg}/\text{m}^3$ ^[12]。设定进口流量为 $5\text{ L}/\text{min}$, 出口压力为 $20\,000\text{ Pa}$, 壁面设置为无滑移条件。采用压力耦合方程组的半隐式方法对压力与速度耦合求解, 压力求解用二阶中心离散差分法。采用 RANS 方法对混流式血泵三维流场进行求解, 湍流模型采用标准 $k-\varepsilon$ 模型。

血泵的流场计算域如图 2 所示, 计算域分为进口、出口、转子叶轮、后导叶; 进出口段使用结构化网格进行划分, 几何形状复杂的转子叶轮和导叶采用非结构网格, 对叶片前、尾缘区进行局部加密, 图 3 展示了叶轮与导叶网格。此外, 为保证计算的准确性, 进行了网格独立性验证, 结果见表 2。当网格量达到 $3\,015\,000$ 时, 血泵的

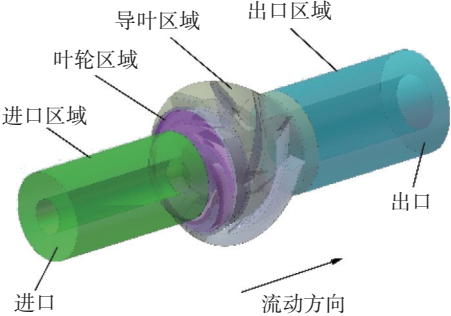


图 2 混流式血泵流场计算域

Fig. 2 Simulation region of the mixed flow blood pump

扬程和效率随着网格量的增加变化很小, 故选用 $3\,015\,000$ 这套网格对血泵的水力性能与溶血性能进行探讨。

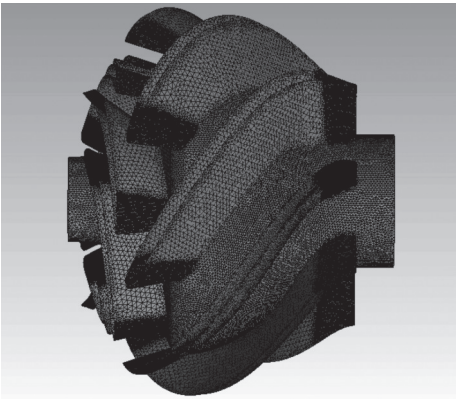


图 3 网格划分示意图

Fig.3 Schematic diagram of meshing

表 2 网格无关性验证

Tab.2 Grid-independent verification

网格量	扬程/mmHg	效率/%
1 020 000	104.55	78
2 016 000	105.59	79.5
3 015 000	107.76	80.63
4 450 000	107.49	80.74

1.3 数值模拟方法的实验验证

根据美国食品监测局(food and drug administration, FDA)的基准泵(benchmark pump)几何数据^[13], 建立计算模型, 并采用 CFD 方法在文献中给出的不同流量、转速的 6 个工况条件下进行数值计算, 其中, 在工况 1, 4 时, 泵转速为 $2\,500\text{ r}/\text{min}$; 在工况 2, 3, 5, 6 时, 泵转速为 $3\,500\text{ r}/\text{min}$ 。将本文 CFD 模拟结果与 FDA 提供的试验结果、24 组 CFD 计算结果及其平均值进行对比, 结果如图 4

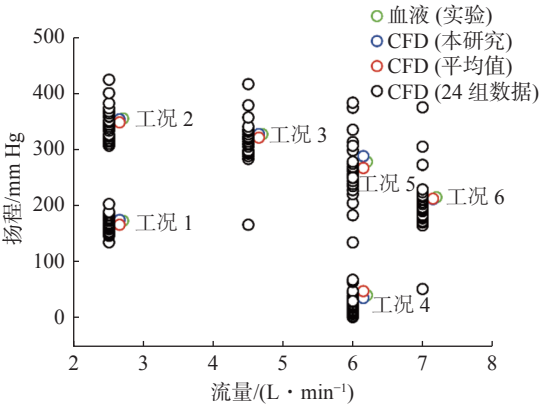


图 4 试验结果对比

Fig. 4 Comparison of CFD results

所示。本研究得到的 CFD 模拟结果与实验数据及其他学者模拟的平均值吻合良好，因此，本文采用的数值模拟方法是准确的。

2 不同结构参数对混流式血泵性能的影响

2.1 模型建立

血泵叶片厚度受到尺寸大小的限制，通常在血泵研究当中的叶片厚度为 0.5~1 mm 之间^[14-15]，本文取血泵厚度 c 分别为 0.6，0.8，1 mm，叶片数 Z 为 3，4，5，6。由于叶片厚度与叶片数的变化均会改变流道的通流面积，故需对叶片厚度与叶片数的影响进行综合考虑，制定不同叶片数及叶片厚度的血泵模型进行探究。

2.2 水力性能

对于血泵来说，满足血液的供压需求是非常重要的。人体的正常供压在 80~120 mmHg 之间，本文中的血泵设计目标是在 5 L/min 的标况下达到 100 mmHg 的供血需求，在满足此条件下，扬程接近设计目标，则定义为更符合预期需求^[16]。

图 5 和图 6 分别为 5 L/min 工况下不同结构参数混流式血泵的扬程与效率曲线，可以看出，在标准工况 5 L/min 下，随着叶片数的增加，扬程均呈现先增大后减小的趋势，叶片厚度较大时，供压不足，无法满足人体正常供血需求。随叶片数的增加，所有叶片厚度下，血泵工作效率均呈先增大后减小的趋势；当叶片数较少时，叶片厚度大则效率越高；当叶片数较多时，叶片厚度大则效率低。当 $Z=4$ 、 $c=0.6$ ， $Z=5$ 、 $c=0.6$ 及 $c=0.8$ ， $Z=6$ 、 $c=0.6$ 能够满足 100 mmHg 供压需求，同时

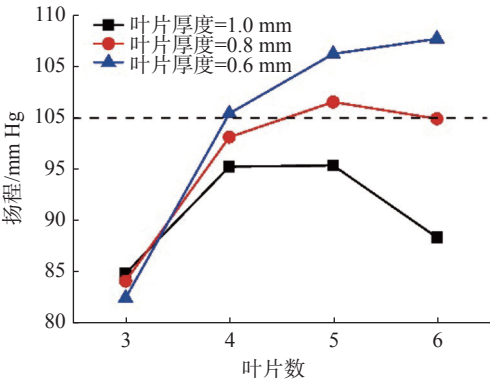


图 5 不同结构参数的混流式血泵扬程变化

Fig. 5 Lift of mixed flow blood pump with different structural parameters

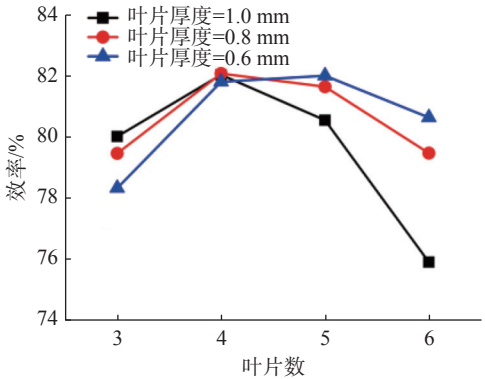


图 6 不同结构参数的混流式血泵效率变化

Fig. 6 Efficiency of mixed flow blood pump with different structural parameters

具有较高的效率。

2.3 溶血性能

血液红细胞在血泵中流动时，流场中剪切应力的作用会破坏其结构，破坏程度剧烈则会严重威胁人体的正常生理健康。故对于血泵来说，是否具有好的血液相容性是设计者需要重点考虑的问题。溶血现象主要是由于血液中多种原因导致的红细胞破裂，溶血程度主要与细胞所受的剪切应力及其作用时间有关，血液损伤程度由红细胞所受剪切应力与作用时间共同决定，量化标准是溶血指数^[17-18]，其表达式为

$$HI = \frac{dHb}{Hb} = 1.8 \times 10^{-6} \cdot \tau^{1.991} \cdot t^{0.765} \quad (1)$$

式中： dHb 为游离血红蛋白量； Hb 为血红蛋白总量； τ 为剪切应力标量； t 为暴露时间。通过拉格朗日法进行迹线追踪，在流场中提取血液红细胞粒子在运动过程中受到的剪切应力标量与时间段进行计算，则可以得到红细胞在该时间段落上的损伤值

$$hi_{p,i} = 1.8 \times 10^{-6} \tau_{t_{i-1}}^{1.991} (t_i - t_{i-1})^{0.765} \quad (2)$$

其中剪切应力的标量可由流场计算得到的流场当中的应力张量进行转换得到，参照 Bludszuweit^[19]提出的计算方式

$$\tau = \left[\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum (\tau_{ij}^2) \right]^{1/2} \quad (3)$$

式中： τ_{ii} 和 τ_{jj} 为正应力分量； τ_{ij} 为切应力分量。而红细胞在血泵内部经过时，沿着红细胞运动轨迹某一时刻受到的累计溶血指数预测值 $HI_{p,i}$ 为

$$HI_{p,i} = HI_{p,i-1} + (1 - HI_{p,i-1})hi_{p,i} \quad (4)$$

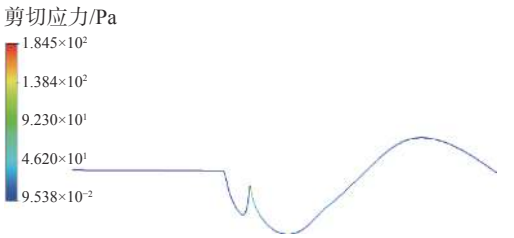
这样可以采用若干条红细胞迹线溶血值相加

求平均得到血泵内部的溶血指数值

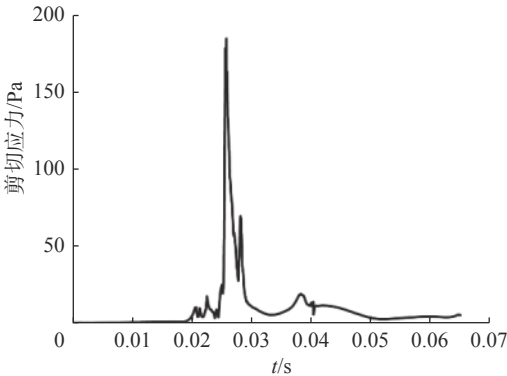
$$HI=\frac{1}{N}\left(\sum_{p=1}^N HI_p\right)$$

(5)

将粒子直径设为正常红细胞的平均直径 7 μm 进行追踪, 提取不同粒子迹线中的切应力和运动时间数据, 计算得到迹线的溶血指数值。图 7 所示为追踪的一个红细胞粒子在血泵内部的剪切应力随运动轨迹及运动时间而变化的示意图, 可以看到该粒子在经过运动情况最为复杂的叶轮区域时所受剪切应力较高。



(a) 剪切应力随运动轨迹变化情况



(b) 剪切应力随运动时间变化情况

图 7 红细胞粒子剪切应力变化情况

Fig.7 Shear stress changes of erythrocyte particles

首先对粒子迹线数目对溶血预测结果的无关性进行验证, 如表 3 所示, 在迹线数目为 100 时, 随着迹线数目的增加, 溶血指数变化幅度较小, 故选用 100 条迹线即可满足迹线数目无关性的要求。

不同叶轮结构的混流式血泵溶血指数如图 8 所示。可以看到, 相比于原模型, 其他结构模型的溶血指数均存在一定的下降, 这说明原模型的溶血程度较高, 存在改进的空间。为了降低混流式血泵的溶血程度, 改善血泵的血液相容性, 对原模型进行结构改进是很有必要的。在相同的叶片厚度下, 溶血指数随着叶片数的增加呈现先减小后增大的趋势, 而当叶片数越靠近 4 时, 血液

表 3 迹线数目无关性验证

Tab.3 Verification of trace number independence

粒子迹线数目	溶血指数HI
1	3.61×10^{-6}
20	4.65×10^{-6}
50	4.97×10^{-6}
100	4.99×10^{-6}
150	5.10×10^{-6}
200	5.00×10^{-6}

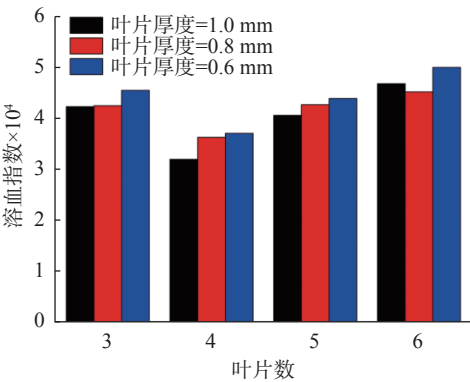


图 8 不同结构参数的溶血指数分布

Fig.8 Distribution of hemolysis index with different structural parameters

红细胞所受到的损伤程度越小。

2.4 流场分布

流场中存在的不规则流动以及缓流、回流区域容易造成血液的血栓, 从而造成血管的堵塞, 血栓的形成对血液的流动以及人体的正常生理健康有很大的隐患。图 9 分别显示了 12 种不同结构模型在标准工况 5 L/min 下的叶轮流场迹线分布。可以看出, 在叶片数为 3, 4 时, 不同叶片厚度下的叶片前缘靠近吸力面一侧均产生了一个明显的流动低速区, 速度分布紊乱。当叶片数较少时, 叶片进口速度方向改变, 液流撞击到叶片前缘靠近压力面一侧, 在前缘区产生脱流现象, 引起血液在叶轮背面流道的不稳定流动, 由于叶片前缘低速区的存在, 容易致使该部分区域血液凝结形成血栓等现象危害人体健康。而叶片数为 5、叶片厚度为 0.8 mm、1 mm 及叶片数为 6 时, 流线分布较为合理, 没有明显的回流及流动停滞现象, 更符合血泵稳定均匀流动的需求, 能有效地防止血栓现象的产生。

2.5 模型改进

综合考虑扬程、效率、溶血指数以及叶轮内

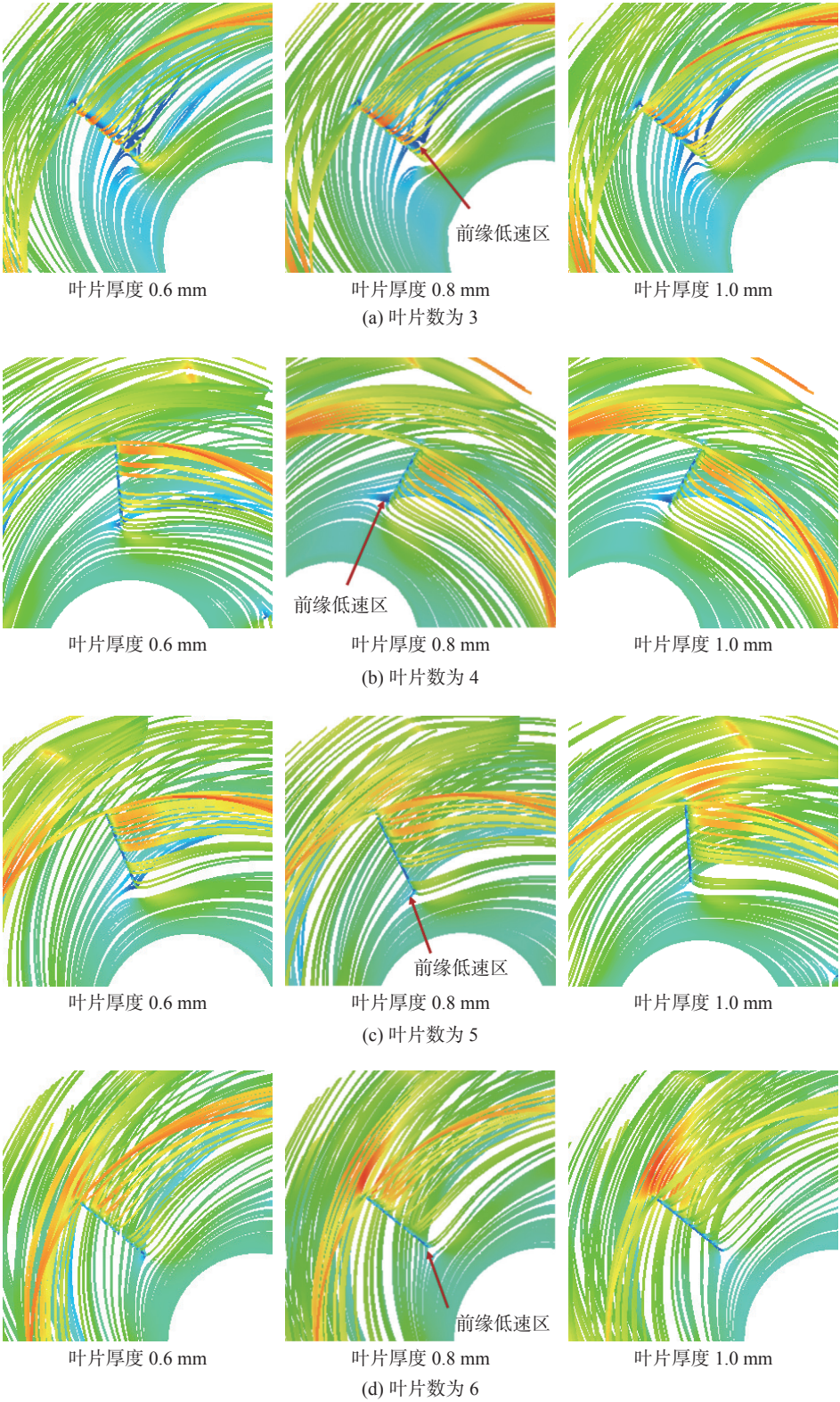


图 9 不同叶片数的叶轮流线图

Fig.9 Impeller streamline diagram with different numbers of blades

部流场分布情况，本文确定最优叶轮叶片数为 5、叶片厚度为 0.8 mm。此时，水力性能及溶血性能虽不如叶片数为 4、叶片厚度为 0.6 mm 的叶轮结构，但是其叶片前缘附近未产生低速回流区，流

场分布更加均匀稳定，能有效防止血栓发生。
表 4 为混流式血泵结构改进前后的性能对比情况。可以看出，改进后模型扬程为 101.57，虽然较原模型有所下降，但与混流式血泵的设计目

表 4 结构改进前后血泵性能对比

Tab.4 Performance comparison of mixed flow blood pump

性能参数	扬程/mmHg	效率/%	溶血指数
原模型	107.74	80.63	4.99×10^{-6}
改进模型	101.57	81.63	4.26×10^{-6}

标更为接近, 符合混流式血泵设计预期的血液供压需求, 且改进后水力效率有所提高, 有助于血泵的安全高效运行; 改进后的血泵溶血指数由原

来的 4.99×10^{-6} 减少到 4.26×10^{-6} , 比原模型降低 14.65%, 能够有效降低对血液红细胞的损伤, 达到预期优化的目标。

图 10 为结构模型改进前后在不同叶高处压力分布云图。可以看到, 在叶片进口处存在局部低压区, 这会导致空化现象的产生。当模型改进后, 低压区的面积减小, 这在一定程度上能有效缓解空化现象的产生, 降低叶轮叶片的损坏, 增加血泵装置的使用寿命。

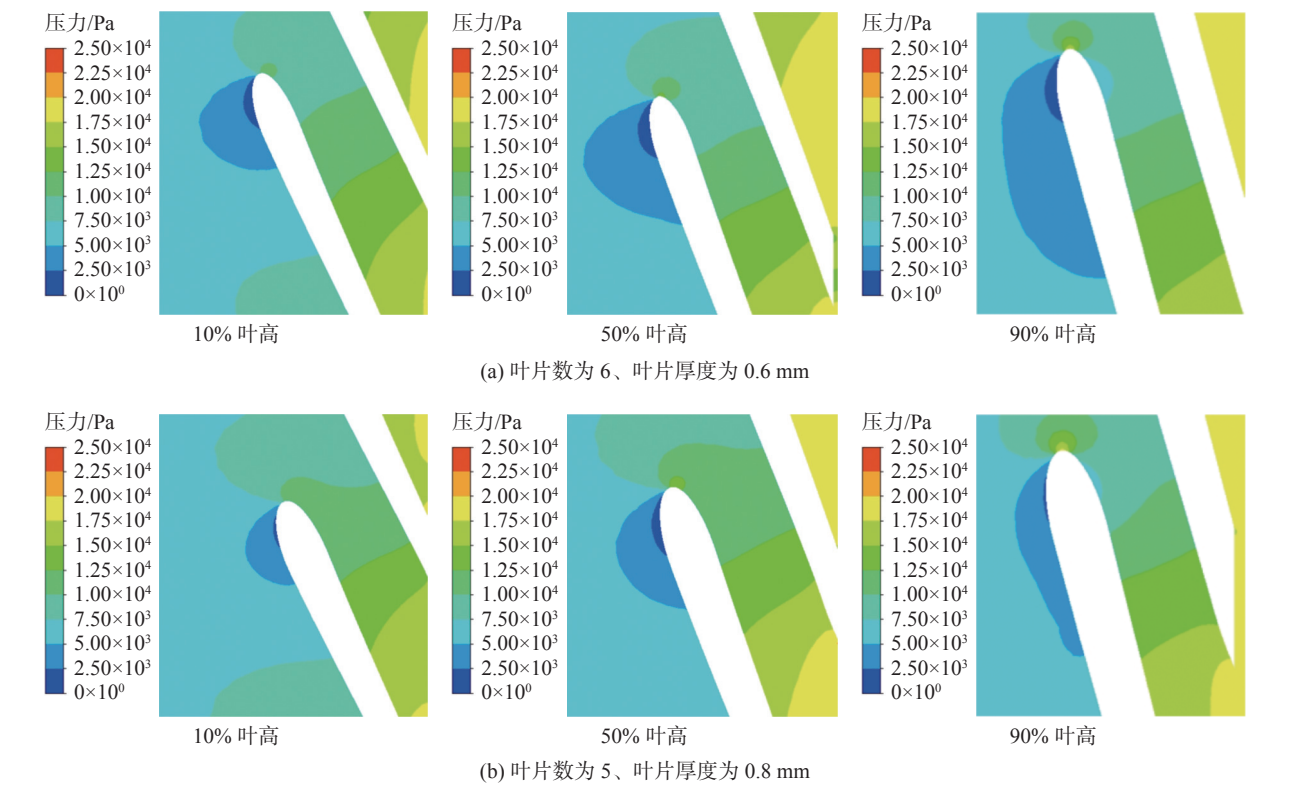


图 10 叶栅压力分布
Fig.10 Pressure distribution in cascade

3 结 论

本文以闭式叶轮混流式血泵为研究对象, 采用数值模拟方法研究不同叶片数及叶片厚度对混流式血泵水力性能及溶血性能的影响, 在所研究的范围内得到了以下结论:

- a. 相同的叶片厚度下, 溶血指数随着叶片数的增加呈现减小后增加的趋势, 而当叶片数数目越靠近 4 时, 血液红细胞所收到的损伤程度更小; 叶片数为 5 和 6 时, 流线分布较为合理, 更适合内部的流动需求。
- b. 当叶片数为 5、叶片厚度为 0.8 mm 时, 在流动均匀不变的情况下, 扬程较原模型更符合预

期设计目标, 更易调节; 溶血指数下降了 14.65%, 可有效降低对血液的损伤; 叶片进口低压区域减小, 有效抑制了空化现象产生; 内部流动均匀稳定, 未出现回流、流动死区等问题, 可有效防止血栓发生。

c. 较原模型相比, 改进后叶片数更少, 叶片厚度更大, 这在一定程度上能够降低制造加工的难度及成本。

参考文献:

[1] GOPINATHANNAIR R, CORNWELL W K, DUKES J W, et al. Device therapy and arrhythmia management in left ventricular assist device recipients: a scientific

- statement from the American Heart Association[J]. *Circulation*, 2019, 139(20): e967–e989.
- [2] 云忠, 向闯, 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.
- [3] WU J C, ANTAKI J F, VERKAJK J, et al. Computational fluid dynamics-based design optimization for an implantable miniature maglev pediatric ventricular assist device[J]. *Journal of Fluids Engineering*, 2012, 134(4): 041101.
- [4] 李国荣, 田步升, 陈海丰, 等. 对称结构磁悬浮离心泵心脏辅助装置及流体力学特性 [J]. *中国医疗器械信息*, 2017, 23(13): 14–16, 26.
- [5] 李冰一, 蔺嫦燕, 姜以岭, 等. 五种叶轮血泵体外溶血试验的研究 [J]. *生物医学工程杂志*, 2002, 19(3): 479–482.
- [6] WU Z J, GOTTLIEB R K, BURGEEEN G W, et al. Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump[J]. *Experiments in Fluids*, 2001, 31(6): 615–629.
- [7] SHU F J, TIAN R J, VANDENBERGHE S, et al. Experimental study of micro-scale Taylor vortices within a Co-axial mixed-flow blood pump[J]. *Artificial Organs*, 2016, 40(11): 1071–1078.
- [8] 蔺嫦燕, 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.
- [9] ARVAND A, HAHN N, HORMES M, et al. Comparison of hydraulic and hemolytic properties of different impeller designs of an implantable rotary blood pump by computational fluid dynamics[J]. *Artificial Organs*, 2004, 28(10): 892–898.
- [10] 罗基平, 黄典贵, 许斌. 混流式血泵的数值模拟及性能分析 [J]. *生物医学工程杂志*, 2020, 37(2): 296–303.
- [11] OLIA S E, MAUL T M, ANTAKI J F, et al. Mechanical blood trauma in assisted circulation: sublethal RBC damage preceding hemolysis[J]. *The International Journal of Artificial Organs*, 2016, 39(4): 150–159.
- [12] LIU G M, ZHOU J Y, SUN H S, et al. Effects of cone-shaped bend inlet cannulas of an axial blood pump on thrombus formation: an experiment and simulation study[J]. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 2017, 23: 1655–1661.
- [13] MALINAUSKAS R A, HARIHARAN P, DAY S W, et al. FDA benchmark medical device flow models for CFD validation[J]. *ASAIO Journal*, 2017, 63(2): 150–160.
- [14] KHAN T I, ZAD H S, LAZOGLU I, et al. Development of a novel shrouded impeller pediatric blood pump[J]. *Journal of Artificial Organs*, 2018, 21(2): 142–149.
- [15] WANG F Q, WU Q L, JING T, et al. Flow patterns and shear stress investigation and in vitro studies of blood pump[C]//2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Yantai, China: IEEE, 2010: 269–272.
- [16] YAMANE T, IKEDA T, ORITA T, et al. Fluid dynamics of turbo pumps for artificial hearts[J]. *Materials Science and Engineering:C*, 1996, 4(2): 99–106.
- [17] TASKIN M E, FRASER K H, ZHANG T, et al. Evaluation of Eulerian and Lagrangian models for hemolysis estimation[J]. *ASAIO Journal*, 2012, 58(4): 363–372.
- [18] TORNER B, KONNIGK L, WURM F H. Influence of turbulent shear stresses on the numerical blood damage prediction in a ventricular assist device[J]. *The International Journal of Artificial Organs*, 2019, 42(12): 735–747.
- [19] BLUDSZUWEIT C. Model for a general mechanical blood damage prediction[J]. *Artificial Organs*, 1995, 19(7): 583–589.

(编辑: 董 伟)