

离心式血泵多相流模拟与叶轮优化

曾柏淋, 董无含, 党梦媛, 杨淳, 高明, 章立新

(上海理工大学 能源与动力工程学院, 上海 200093)

摘要: 离心式血泵叶轮的几何结构对血泵的水力特性及溶血特性有着显著影响。本研究基于多相流方法, 对 HeartWare 心室辅助装置(HeartWare ventricular assist device, HVAD)进行数值模拟, 通过分析血泵的流场和剪切力分布, 探讨流道宽度和顶部间隙对血泵的水力性能(扬程和效率)和溶血性能(标准溶血指数)的影响。研究表明: 随着叶轮流道宽度的增大, 血泵扬程增加; 但宽度的增大会导致叶轮流道出口处的再循环和停滞区域扩大, 加速血栓的形成; 顶部间隙对血泵的水力性能影响较小, 但增大顶部间隙有助于改善溶血性能, 随着顶部间隙的增大, 高剪切力的比例显著减少, 血泵的标准溶血指数也明显降低。综合分析, 当叶轮流道宽度为 3.8 mm、顶部间隙为 70 μm 时, 血泵扬程和效率分别为 76.622 8 mmHg 和 29.253 5%, 血泵的标准溶血指数为 0.004 97 g/100 L, 此时血泵既具有良好的血液相容性, 又能提供一定的水力性能。本研究结果可为 HVAD 的结构改进提供一定参考。

关键词: 离心式血泵; 多相流模型; 流场分析; 溶血; 优化设计

中图分类号: R 318.1 文献标志码: A

Multiphase flow simulation and impeller optimization of centrifugal blood pump

ZENG Bolin, DONG Wuhan, DANG Mengyuan, YANG Chun, GAO Ming, ZHANG Lixin

(School of Energy and Power Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: The geometry of the impeller of a centrifugal blood pump has a significant effect on the hydraulic and hemolytic characteristics of the blood pump. In this study, a numerical simulation of the HeartWare ventricular assist device (HVAD) was performed based on the multiphase flow method to investigate the effects of flow channel width and top clearance on the hydraulic performance (head and

收稿日期: 2024-12-27

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(51976127)

第一作者: 曾柏淋(2000—), 男, 硕士研究生。研究方向: 人工心脏泵模拟与优化。E-mail: 222210022@st.usst.edu.cn

通信作者: 高明(1982—), 男, 教授。研究方向: 强化传热传质。E-mail: gaoming@usst.edu.cn

引文格式: 曾柏淋, 董无含, 党梦媛, 等. 离心式血泵多相流模拟与叶轮优化[J]. 上海理工大学学报, 2026, 48(1): 59-68.

Citation: ZENG Bolin, DONG Wuhan, DANG Mengyuan, et al. Multiphase flow simulation and impeller optimization of centrifugal blood pump [J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2026, 48(1): 59-68.

efficiency) and hemolytic performance (normalized index of hemolysis) of the blood pump by analyzing the flow field and shear distribution of the blood pump. The results of the study show that the head of the blood pump increases with the increase of the impeller runner width, but the increase of the width leads to the expansion of the recirculation and stagnation area at the outlet of the impeller runner, which accelerates the formation of thrombus. The top clearance has less influence on the hydraulic performance of the blood pump, but increasing the top clearance helps to improve the hemolytic performance, and as the top clearance increases, the proportion of high shear force is significantly reduced, and the standard hemolytic index of the blood pump is also significantly reduced. In the comprehensive analysis, when the width of the impeller channel is 3.8 mm and the top clearance is 70 μm , the head and efficiency of the blood pump are 76.622 8 mmHg and 29.253 5% respectively, and the standard hemolytic index of the blood pump is 0.004 97 g/100 L. At this time, the blood pump has good blood compatibility as well as providing certain hydraulic performance. The results of this study can provide some reference for the structural improvement of HVAD.

Keywords: *centrifugal blood pump; multiphase flow model; flow field analysis; hemolysis; optimization design*

心血管疾病是全球最常见的死亡原因之一。统计数据显示,中国预计心血管疾病患者数量为3.3亿人,其中心力衰竭患者占890万^[1];美国国家健康与营养调查的数据显示,2020年,成年人的心血管疾病总体患病率为48.6%,并且随着年龄的增长而增加^[2]。尽管目前有多种治疗心力衰竭的方法,例如药物、介入治疗和手术,但是对于终末期心力衰竭患者,上述传统治疗方法无法有效缓解病情,只能依赖自然心脏移植。由于供体心脏的稀缺,远远不能满足患者对供体心脏的需求。在未能匹配到合适的供体心脏时,心室辅助装置(ventricular assist device, VAD)成为了主要治疗选择。随着VAD技术的发展,第三代VAD主要以磁悬浮离心式血泵为主。通过磁液悬浮或全磁悬浮技术,磁悬浮离心式血泵中的叶轮得以避免机械接触,显著地改善了血液相容性。尽管血泵技术已经相对成熟,但其使用仍可能引发溶血、血栓和出血等一系列并发症。其中,HeartWare心室辅助装置(HeartWare ventricular assist device, HVAD)曾凭借相对较小的体积和磁液悬浮技术,占据较大的市场份额,但由于其过高的血栓形成率等问题而退出市场。因此,有必要对HVAD血泵进行深入分析,研究HVAD血泵的血液动力学和血液相容性,以探讨导致高血栓形成率的原因。

目前已有大量关于HVAD血泵的研究,但大部分研究都是将HVAD与其他种类的血泵进行

比较,分析其血液动力学性能和血液相容性。例如:Thamsen等^[3]对比分析了HeartMate II和HVAD两种血泵内产生的血液损伤。结果显示,这两种血泵的溶血情况相似,都是叶片边缘和间隙区域血液损伤最严重。Zhang等^[4]将CH-VAD、HVAD和HeartMate II进行对比,评估了3种泵的速度场、剪切应力场、冲刷性能和溶血指数。结果显示,在相同条件下,CH-VAD的溶血指数比HVAD和HeartMate II低两倍。Gil等^[5]从血液动力学性能和血液损伤的角度对HVAD和HeartMate III进行对比,发现HeartMate III采用了传统的叶片形式和更大的二次流间隙,导致其水力性能和血液相容性都优于HVAD。上述研究主要对比了不同种类泵的性能差异,而关于HVAD血泵性能优化的研究,部分学者侧重于探讨不同周期性速度变化对溶血性能的影响。Boraschi等^[6]改变不同的速度调制函数,对HVAD和HeartMate III的泵冲刷、停滞区和剪切应力进行分析,为血泵设计优化提供了参考。Chen等^[7]对比了在恒定转速和调制转速下HVAD血泵的剪切应力场和溶血指数变化,发现两者一定时间内的平均溶血指数没有明显差异。设置脉冲调制速度在不会增加血液创伤的风险的条件下有助于恢复血管搏动性。另一部分学者则主要研究结构变化对溶血性能的作用。Gil等^[8]探究不同顶部间隙对HVAD血泵溶血性能的影响,发现减少间隙会导致叶片尖端区域

的剪切应力增大, 引发更严重的溶血现象; 间隙增大, 二次流随之增加, 会导致更多血液暴露在较高的剪切应力下, 从而引起溶血值的轻微上升。Hosseini 等^[9]在 HVAD 导流柱上安装导流片, 比较了安装前后血液流场和剪切力场的变化。研究发现, 在不影响泵整体性能的前提下, 导流片可以适当降低叶轮上的壁面剪切应力。

血泵叶轮的几何结构是其设计制造中的重要参数之一^[10], 其中, 叶轮流道宽度会直接影响到流速分布、压力梯度和剪切力的变化, 从而对血泵的水力性能和溶血性能产生重要的影响。但对以上文献的分析中可以看出, 目前针对 HVAD 血泵的研究中并未探究流道宽度对血泵性能的影响, 而且大多数学者会将血液简化成单一流体进行数值计算^[11-13], 这种简化虽然可以减少计算时间, 但无法准确描述红细胞在血泵内部的分布规律, 且简化后的血液模型与实际血液流动存在偏差, 无法真实反映红细胞对流场的真实影响。针对以上问题, 本文基于多相流模型对 HVAD 血泵进行数值模拟, 通过分析红细胞的速度场、切应力与体积分布, 探究不同流道宽度和顶部间隙对血泵内血液溶血性能的影响, 为 HVAD 血泵的优化设计提供参考依据。

1 血泵模型及数值方法

1.1 血泵模型与网格划分

HVAD 血泵采用径向被动磁悬浮和轴向动压悬浮相结合的混合悬浮技术, 通过径向被动磁力和轴向液动力共同作用实现转子悬浮^[14]。图 1 为 HVAD 血泵模型的示意图, 其中灰色和黄色区域分别为静态蜗壳区域和旋转区域; 紫色区域为进出口延长段, 旨在防止回流。其中, 进口延长段的长度为进口直径的两倍 (25.5 mm), 出口延长段的长度为出口直径的两倍 (20 mm)。由于采用磁液悬浮技术, 转子的垂直位置随转速变化而变化, 导致血泵的顶部间隙也随之变化, 顶部间隙在 40~70 μm 波动^[15]。本文取 60 μm 作为顶部间隙的主要配置尺寸。HVAD 血泵的主要尺寸参数见表 1。

HVAD 的网格划分如图 2 所示, 其中包括顶部间隙区域网格的放大图。对旋转区域和中心柱周围处的网格进行了局部加密, 并在壁面处添加 5 层边界层网格。其中 99.8% 的网格满足 $y^+ \leq 1$ 的要求, 能精准求解边界层的流动。为保证模拟的

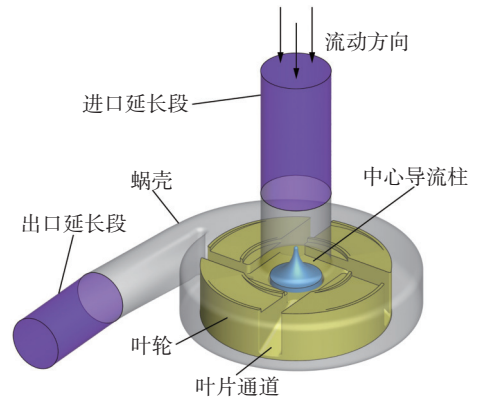


图 1 离心式血泵模型

Fig.1 Centrifugal blood pump model

表 1 血泵的主要尺寸参数

Tab.1 Main dimensional parameters of blood pump

参数	符号	数值
叶轮直径/mm	d_{im}	34.6
进口直径/mm	d_{in}	12.75
出口直径/mm	d_o	10
叶轮流道宽度/mm	w	3.8
顶部间隙/ μm	l_t	60
底部间隙/ μm	l_b	160

准确性, 本文在 3000 r/min、5 L/min 的工况下进行了网格无关性验证, 选定血泵扬程 (即进出口压差) 和标准溶血指数 (normalized index of hemolysis, NIH) 作为评判指标, 结果见表 2。当网格数量达到 760 万左右时, 扬程变化小于 0.2%, 且 NIH 值与使用 916 万网格的结果仅差 0.8%。因此, 选取 760 万网格进行后续分析。

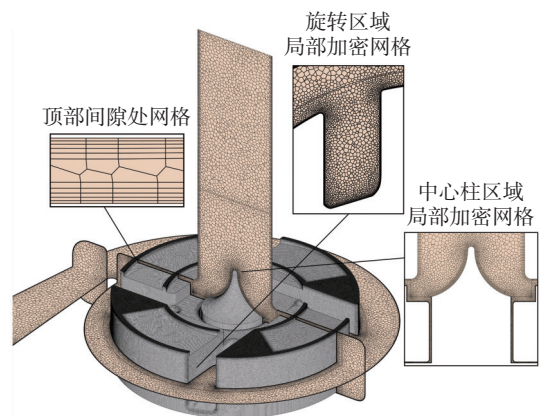


图 2 血泵计算域的网格划分

Fig.2 Meshing of the blood pump computational domain

1.2 欧拉多相流模型

鉴于血液多成分的复杂性, 本文采用多相流

表2 网格无关性验证

Tab.2 Mesh-independent verification

网格数/ 10^6	扬程 H/mmHg	误差/%	NIH/ $(\text{g}\cdot(100\text{L})^{-1})$	误差/%
4.41	91.630 3	0.717	0.006 54	9.868
5.56	91.833 3	0.497	0.006 51	7.072
6.44	92.062 0	0.248	0.006 37	4.770
7.60	92.075 8	0.234	0.006 12	0.879
9.16	92.291 6	—	0.006 08	—

方法模拟血液在血泵内的流动过程。在多相流模型中,混和物模型和欧拉模型均能较好地模拟固相体积分数超过10%的情况。其中,欧拉模型在精度上表现最佳,但其求解方程较多,且计算量较大。而混合物模型求解相对简单,且文献[16-17]关于离心式血泵多相流模拟的研究已验证了混合物模型的准确性,因此,考虑到计算效率和精度的平衡,本文中选用混合物模型进行仿真计算。

血液主要由血浆、红细胞及其他成分组成。根据Bludszuweit^[18]研究,当切应变大于 100 s^{-1} 时,血液流动特性近似为牛顿流体。血浆和红细胞的密度和动力黏度如下所述:将血浆定义为液相,血浆密度为 1030 kg/m^3 ,黏度为 $0.0016\text{ kg}/(\text{m}\cdot\text{s})$;将红细胞定义为固相,密度为 1090 kg/m^3 ,黏度为 $0.008\text{ kg}/(\text{m}\cdot\text{s})$ 。红细胞体积分数设置为45%。人体中成熟的红细胞为双凹面圆盘状,直径为 $7\sim 9\ \mu\text{m}$,本文将红细胞简化成直径为 $8\ \mu\text{m}$ 的球形以便于计算。

1.3 边界条件与算法

数值模拟通过商用软件ANSYS Fluent进行。湍流模型选择 $k-\omega$ SST湍流模型,该模型额外考虑了湍流剪切应力的作用,对血泵的流动模拟更加准确。计算过程中,将叶轮转子部分定义为旋转区域,将固体壁面定义为无滑移壁面,进口边界条件选用速度进口边界。根据血泵流量计算出进口速度 $u=0.653\text{ m/s}$ (HVAD血泵标准工况下流量 $Q=5\text{ L/min}$);在泵出口处采用出口压力边界条件,即出口静压为 0 Pa 。选用SIMPLE算法求解压力-速度耦合方程,离散格式选择二阶迎风格式,收敛判据为残差达到 10^{-5} ,最后进行求解计算。先采用定常计算出大致流场,再将定常的计算结果作为非定常计算的初始条件,时间步长设为叶轮转子旋转 1° 所对应的时间,非定常计算35 d后流场达到稳定。

1.4 溶血预测模型

流场内的高剪切应力会造成红细胞损坏,红细胞受到的切应力包含血液黏性导致的黏性切应力和湍流运动引起的雷诺切应力。但Liang等^[19]提出湍流运动引起的雷诺切应力对红细胞的破坏作用不大,控制红细胞损伤的主要机械应力应该是黏性剪切力。后续学者Andreas等^[20]对比了计算单独黏性切应力和计算总切应力的NIH值,发现两者NIH值接近并且单独计算黏性切应力造成的溶血值更接近实验测量值,印证了Liang等^[19]的观点。因此,本文仅考虑红细胞所受的黏性切应力,并根据Bludszuweit^[18]提出的公式来计算标量剪应力大小:

$$\tau_s = \sqrt{\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2} \quad (1)$$

式中: τ_{ii} 和 τ_{jj} 为正应力分量; τ_{ij} 为剪切应力张量。

溶血是指红细胞分解,导致血红蛋白释放到血浆中。溶血与流动引起的红细胞机械损伤有关。本文采用Giersiepen等^[21]提出的基于剪切力和暴露时间的幂律模型来计算溶血指数(hemolysis index, HI):

$$D_{\text{HI}} = \frac{\Delta c_{\text{Hb}}}{c_{\text{Hb}}} \% = C \tau^\beta t_{\text{exp}}^\alpha \quad (2)$$

式中: Δc_{Hb} 为游离血红蛋白浓度; c_{Hb} 为总血红蛋白浓度,取 140 g/L ; τ 为红细胞所受的剪切力; t_{exp} 为红细胞在血泵内的滞留时间; C 、 α 和 β 是经验常数,一般通过体外溶血实验数据拟合得到。Heuser等^[22]在剪切应力 $40\sim 700\text{ Pa}$ 、暴露时间 $0.0034\sim 0.6\text{ s}$ 的条件下进行试验。这一试验条件和本研究的血泵流场情况相同,因此,本研究采用这组常数($C=1.8\times 10^{-6}$, $\alpha=0.765$, $\beta=1.991$)进行后续溶血指数计算。

在式(2)溶血幂律模型的基础上,Garon等^[23]推导出双曲线型运输方程。该方法在计算域上对损伤函数进行整个流场的体积积分。双曲线型运输方程如下:

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \right) D_1 = \sigma \quad (3)$$

式中: ∇ 为哈密顿算子; σ 为单位时间内的溶血值,即溶血破坏率; D_1 为线性溶血指数,表达式如下:

$$D_1 = N^{1/\alpha} = \sigma \Delta t = C^{1/\alpha} \tau^{\beta/\alpha} t \quad (4)$$

式中: N 为红细胞在整个流场中受到剪切应力作用后产生的累计溶血损伤量, 用于表征血液在流动过程中的损伤累积程度。

对整个流场的体积 V 积分, 得到平均溶血指数:

$$\bar{D}_1 = \frac{1}{Q} \int_V \sigma dV \quad (5)$$

最终得到标准溶血指数:

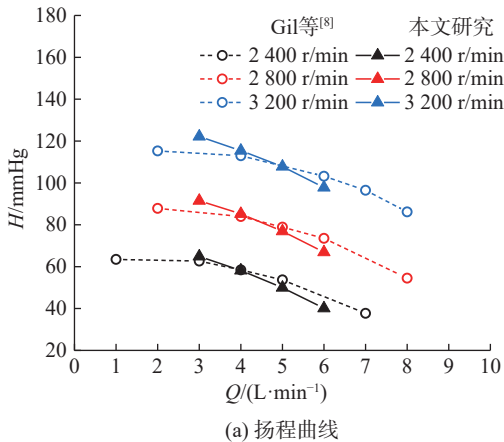
$$D_{NIH} = 100c_{Hb}N \quad (6)$$

人体最大允许标准溶血指数为 0.1 g/100 L。若想临床应用, 给予一定的冗余值, 一般为最大值的 1/10 左右, 因此, 要求血泵溶血指数必须保证不高于 0.01 g/100 L。

2 血泵性能分析

2.1 转速和流量的影响

在评估 HVAD 性能时, 需考虑两个方面: 血



液动力学性能和血液兼容性。离心泵的水力性能通常通过扬程和效率来进行评估。图 3 展示了 HVAD 泵在 3 种不同转速下的扬程 H 和效率 η 变化曲线, 其中实线表示本文研究所得的 CFD 数据, 虚线为 Gil 等^[8] 基于实验验证的 CFD 数据。从图 3 中可以发现, 随着转速增大, 扬程增大; 随着流量增大, 扬程减小。符合离心泵的扬程特性曲线规律。与 Gil 等^[8] 的 CFD 数据对比, 整体误差小于 5%, 验证了模拟结果的准确性。HVAD 泵的效率呈现先上升后下降的趋势, 效率在 20%~30%。这与 Fraser 等^[24] 的研究结果一致, 该研究显示, VAD 中高速旋转的转子消耗的大部分能量并未用于提升血液的扬程, VAD 效率的典型值在 20%~30%。转速和流量对血泵的溶血性能也有显著影响。如图 4 所示, 标准溶血指数随着流量的增加而减小, 而随着转速的增大则呈现上升趋势。

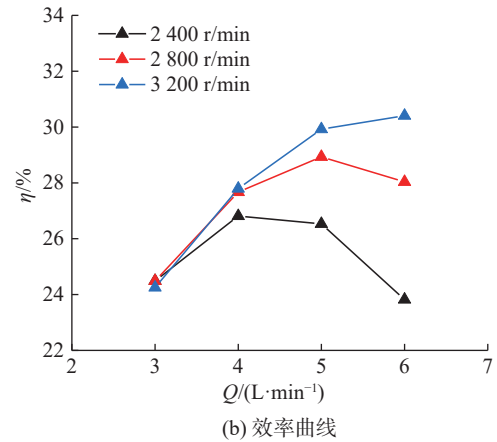


图 3 HVAD 血泵性能曲线

Fig.3 HVAD blood pump performance curves

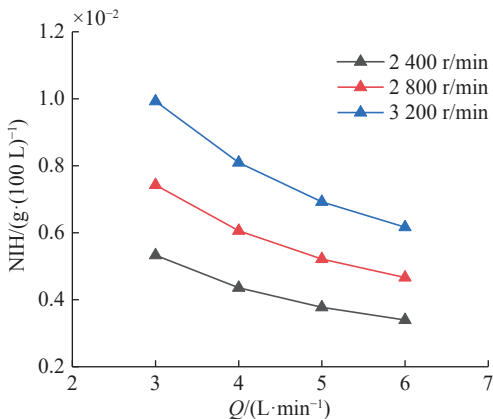


图 4 不同转速和流量下血泵的标准溶血指数

Fig.4 Normalized index of hemolysis for blood pumps at different speeds and flow rates

血泵的血液兼容性是评估血泵能否长期安全使用的关键因素, 主要涉及溶血和血栓形成两个方面。溶血是指红细胞在血泵内受到机械应力或剪切力作用时破裂, 释放血红蛋白, 导致患者出现贫血、肾功能损害等并发症。溶血主要受红细胞所受剪切力 τ 和暴露时间 t 两者共同作用影响, 如果剪切力过大会导致细胞直接破裂。Behbahani 等^[25] 的研究显示, 红细胞在 $\tau < 150$ Pa 时能较长时间地保持活性。当 $150 \text{ Pa} < \tau < 1000 \text{ Pa}$ 时, 红细胞膜的应变达到极限, 膜上的微孔打开, 血红蛋白渗入血流。红细胞的破坏程度由应力和暴露时间两者共同主导。随着剪切力和暴露时间的增大, 红细胞的破坏程度不断增大, 直至完全丧失活

性。当 $\tau > 1\,000\text{ Pa}$ 时, 红细胞受强剪切力的影响瞬间破裂并释放出血红蛋白, 并完全丧失活性。因此, 分析血泵剪切力的分布是很有必要的。本文对标准工况(转速 $n=2\,800\text{ r/min}$ 、流量 $Q=5\text{ L/min}$)下 HVAD 叶轮壁面剪切力的分布进行研究。如图 5 所示, 在叶轮壁面剪切力的分布中, $\tau < 150\text{ Pa}$ 的部分占据主导地位, 约为 69.27%; $150\text{ Pa} < \tau < 1\,000\text{ Pa}$ 的部分占 30.54%; 而 $\tau > 1\,000\text{ Pa}$ 的部分仅占 0.19%。由图 5 可知, 较高的壁面剪应力主要集中在叶片通道和叶轮顶部区域。叶轮通道处的高剪切力主要是由于叶轮的高速旋转, 导致红细胞的流动处在高剪切速率下, 进而受到较强的剪切应力。叶轮顶部区域出现高剪切力则是由于顶部间隙较小, 血液流道狭窄, 在靠近壁面处红细胞的速度梯度剧烈变化, 导致产生较高的剪切力, 促使细胞膜破裂, 进而产生溶血。

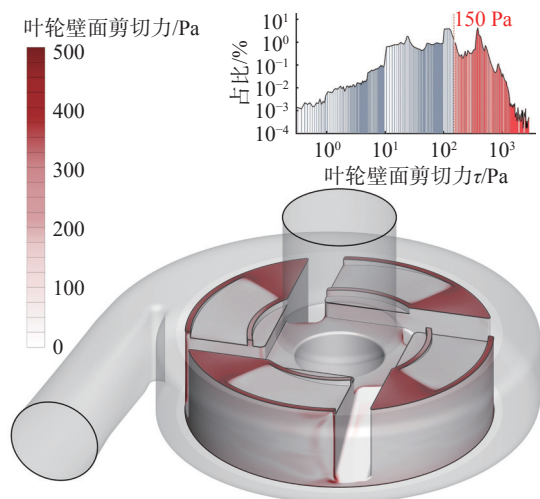


图 5 标准工况下叶轮壁面剪切力的分布与占比

Fig.5 Distribution and percentage of impeller wall shear under standard operating conditions

血栓的形成, 一方面是由于过高的剪切速率

破坏红细胞, 释放出血小板, 血小板活化后聚集形成微小的血栓, 从而促进血栓的逐渐积累。另一方面, 在血泵中存在再循环区域和停滞区域, 这些区域的流动较差, 血小板容易积聚在此形成血栓。图 6 为血泵内红细胞体积分数的分布云图, 红细胞在血泵蜗壳壁面上的分布较为均匀, 体积分数在 45% 附近波动。但在叶轮流道、顶部间隙和径向间隙区域出现了明显的聚集现象。由于血液在叶轮流道出口处受到较大的离心力和惯性作用, 同时在出口前缘处存在再循环区域, 导致红细胞在叶轮流道出口处的聚集现象较其他区域更加明显。在该区域, 红细胞的体积分数高达 80%, 远远超出血液平均体积分数的 45%。这些区域血流的不均匀性分布增加了血栓形成的风险, 破坏原本合理的流道结构, 导致血液流动受阻, 进一步对血泵的血液动力学性能产生不利影响。

2.2 叶轮流道宽度的影响

图 7 为在 $Q=5\text{ L/min}$ 、 $n=2\,800\text{ r/min}$ 的标准工况下, 不同叶轮流道宽度 w 下的速度分布示意图。其中: 虚线外为 $z=0\text{ mm}$ 处的截面图, 显示的是红细胞在血泵壳体处的绝对速度; 虚线中为 $z=3\text{ mm}$ 处的截面图, 显示的是红细胞在旋转区域处的相对速度。从图中可以发现, 叶轮通道中都出现了明显的再循环区域, 并且随着叶轮流道宽度的增大, 再循环和停滞区域范围扩大。红细胞在血泵处的停留时间延长, 导致了溶血、血小板沉积和血栓生长等不良事件的发生。从 $w=3.4\text{ mm}$ 和 $w=4.2\text{ mm}$ 的速度矢量放大图也可以看出, 宽流道的再循环区域远远大于窄流道的再循环区域, 且宽流道的再循环现象更为复杂, 这极大地延长了红细胞离开血泵的时间, 增大了溶血形成的概率。并且如图 5 所示, 红细胞会聚集于再循环区

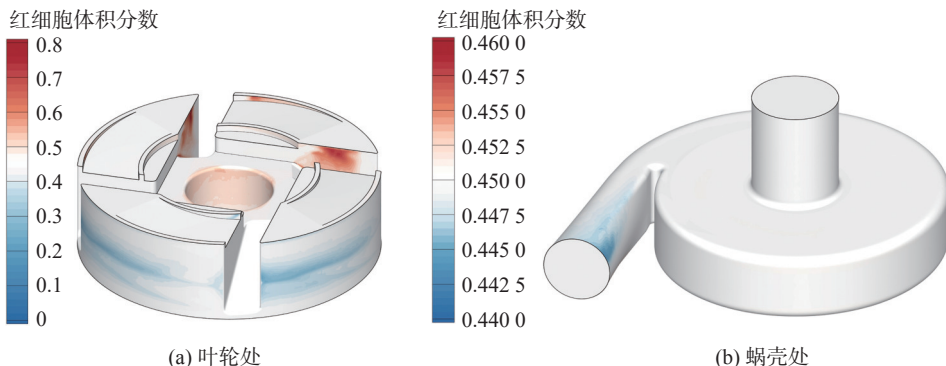


图 6 标准工况下红细胞分布

Fig.6 Distribution of red blood cell under standard operating conditions

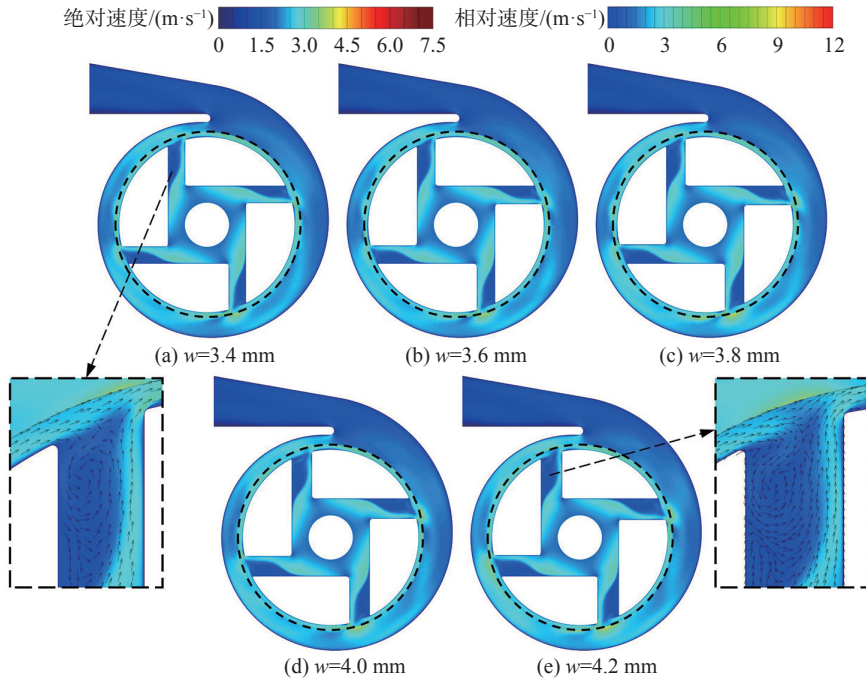


图 7 不同流道宽度下速度场云图

Fig.7 Contours of velocity field for different runner widths

域形成血栓, 这严重影响了血泵内血液的流动。

由图 8 所示的不同流道宽度下血泵性能对比可知, 随着叶轮流道宽度增大, 血泵内 NIH 值基本不变。虽然流道宽度增大会导致再循环区域的扩张, 致使红细胞的停留时间增加。但另一方面, 流道宽度增大会导致叶轮顶部处的高剪切力区域减小。两者共同作用导致 NIH 值呈现基本不变的趋势。而血泵的扬程随叶轮流道宽度增大呈上升趋势, 从流道宽度为 3.4 mm 时的 72.96 mmHg 增加至流道宽度为 4.2 mm 时的 80.12 mmHg。血泵

的效率受流道宽度的影响不大, 流道宽度 3.4 mm 时的效率为 27.993 9%, 宽度 4.2 mm 时效率为 29.495%, 仅仅增大了 5.3%。综上分析, 虽然流道宽度为 4.2 mm 时泵的扬程和效率都是最高的, 且 NIH 与 3.8 mm 基本相同。但从图 7 可以发现, 流道宽度为 4.2 mm 时, 血泵流道处的再循环和停滞区域过大, 这会导致严重的血栓情况发生。综合考虑上述因素, 选择 3.8 mm 作为最佳宽度。

2.3 顶部间隙的影响

由图 4 可知, 叶轮顶部存在较高的壁面剪应

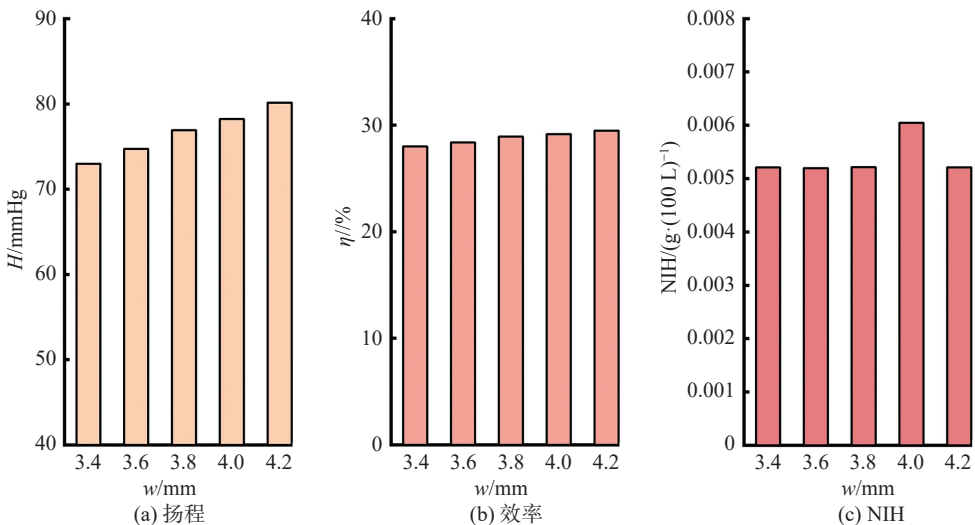


图 8 不同流道宽度下血泵性能对比

Fig.8 Comparison of blood pump performance with different flow channel widths

力,因此,有必要探究顶部间隙对 HVAD 血泵水力性能和溶血性能的影响。本文通过沿轴线平移叶轮来调节顶部间隙,间隙高度分别为 40、50、60、70 μm 。图 9 为不同顶部间隙下血泵性能的对比,由图可知,顶部间隙对水力性能的影响并不大。随着顶部间隙的增大,扬程仅仅降低了 1.6%,效率增大了 6.1%。顶部间隙的改变主要对 HVAD 血泵的溶血性能造成较大的影响。当顶部间隙为 40 μm 时,顶部通道高度大约只有红细胞平均直径

(约 8 μm) 的 5 倍。此时,红细胞在顶部间隙区域受到了较高壁面剪应力的作用,如图 10 所示。并且从图 11 可知,高剪切力占比也远远大于其他间隙条件下的高剪切力占比。由于高剪切力破坏红细胞膜,致使细胞破裂,NIH 值也达到最高值 0.009 4 g/100 L。随着顶部间隙的增大,红细胞所受高剪切力 ($>1\ 000\ \text{Pa}$) 的占比大幅度降低,处于 $750\ \text{Pa} < \tau < 1\ 000\ \text{Pa}$ 范围内的占比也随顶部间隙的增大而减小,红细胞损伤也随之减少。

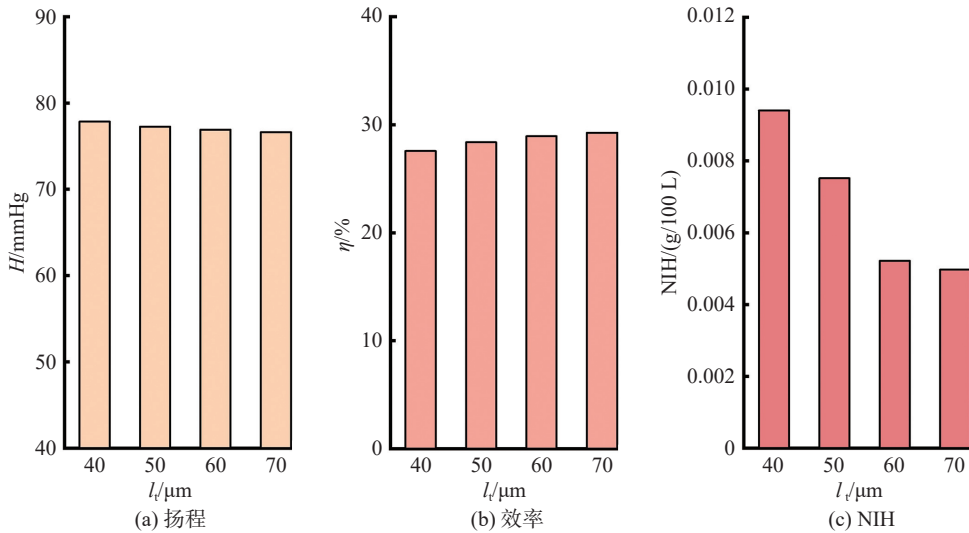


图 9 不同顶部间隙下血泵性能对比

Fig.9 Comparison of blood pump performance with different top clearance

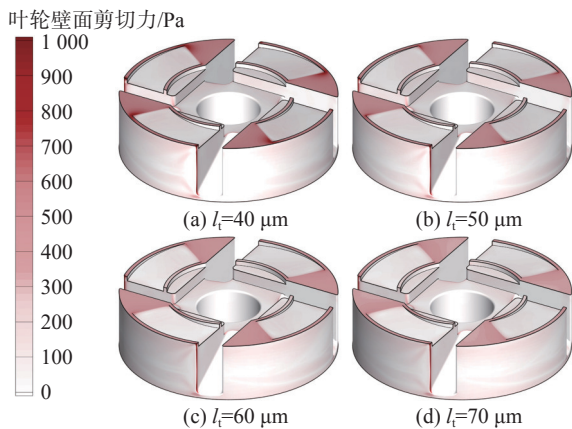


图 10 不同顶部间隙下的壁面剪应力分布

Fig.10 Wall shear stress distribution at different top gaps

根据 Antaki 等^[26]的实验可知,当离心泵的间隙从 200 μm 减小到 50 μm 时,间隙区域内的红细胞浓度降低了 30%。即随着顶部间隙的减小,红细胞浓度也随之减小。在此基础上,本研究深入分析了图 9 中 NIH 值随顶部间隙的增大出现不同变化趋势的原因。当顶部间隙由 40 μm 增大至 60 μm 时,一方面,随着顶部间隙的增大,顶部间隙处

的红细胞浓度逐渐增大,受高剪切力的红细胞占比也随之增大,导致 NIH 增大;另一方面,由图 11 可知,随着顶部间隙的增大,高剪切力占比呈现出先急剧下降后缓慢减小的趋势,从 6.04% 降至 0.70% 再至 0.22%,跨越了 2 个数量级,导致 NIH 大幅度减小。综上,高剪切力占比变化对 NIH 的

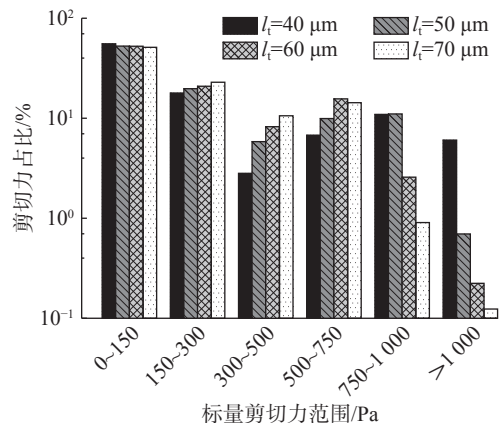


图 11 不同顶部间隙下红细胞所受标量剪切力占比

Fig.11 Percentage of scalar shear force on erythrocytes at different apical gaps

影响占据了主导地位。因此, 当顶部间隙由 $40\ \mu\text{m}$ 增大至 $60\ \mu\text{m}$ 时, NIH 呈现出明显的下降趋势。当顶部间隙从 $60\ \mu\text{m}$ 到 $70\ \mu\text{m}$ 时, 顶部间隙的增大虽然会导致高剪切力占比进一步减小, 但顶部间隙处的红细胞浓度也随之增大, 二者共同作用导致出现血液损伤变化的幅度并不明显的结果。

综上所述, 当血泵的顶部间隙从 $40\ \mu\text{m}$ 增大至 $70\ \mu\text{m}$, 扬程和效率变化不大, 扬程仅仅降低了 1.6%, 效率增大了 6.1%, 而 NIH 值变化剧烈, NIH 减低了 47.13%。考虑到溶血性能相较于水力性能在血泵的性能评判中更为重要, 故选择 $70\ \text{mm}$ 作为最佳间隙。此时血泵扬程和效率分别为 $76.622\ 8\ \text{mmHg}$ 和 $29.253\ 5\%$, 血泵的标准溶血指数为 $0.004\ 97\ \text{g}/100\ \text{L}$ 。

3 结 论

本文以 HVAD 离心式血泵为研究对象, 基于多相流模型对血泵进行数值模拟, 通过分析红细胞的速度场、切应力与体积分布, 探究不同流道宽度和顶部间隙对血泵内血液溶血性能的影响。研究发现, 红细胞在叶轮流道出口处出现了聚集现象, 在此区域红细胞的体积分数高达 80%。同时, 分析了流道宽度和顶部间隙对血泵的流动特性和溶血性能的影响。研究指出, 在流量和流速保持恒定的情况下, 随着叶轮流道宽度的增大, 血泵扬程呈现上升的趋势, 从 $72.96\ \text{mmHg}$ 增加至 $80.12\ \text{mmHg}$, 但叶轮流道宽度的增大会导致叶轮流道出口处的再循环和停滞区域扩大, 会加速血栓的形成; 而顶部间隙对 HVAD 血泵的水力性能的影响不大, 扬程仅降低了 1.6%。但顶部间隙的增大有助于改善溶血性能, 随着顶部间隙的增大, 高剪切力的比例显著减少, 血泵的 NIH 值也明显降低。综合分析, 当叶轮流道宽度为 $3.8\ \text{mm}$ 、顶部间隙为 $60\ \mu\text{m}$ 时, 血泵既具有良好的血液相容性, 又能提供一定的水力性能。

本文是在恒定转速的条件下研究血泵结构参数对其性能的影响, 并未涉及转速调制对血泵内部流场变化的影响。因此, 未来研究将在 Simulink 中建立心血管系统-旋转血泵的数学模型, 得到不同转速调制函数下血泵的进出口压力, 并基于该压力边界条件进行数值模拟研究, 对比分析转速调制对血泵流场的速度分布和剪切应力分布的影

响, 为血泵的转速调制优化提供参考依据。

参考文献:

- [1] The Writing Committee of the Report on Cardiovascular Health and Diseases in China. Report on cardiovascular health and diseases in China 2022: an updated summary[J]. *Biomedical and Environmental Sciences*, 2023, 36(8): 669–701.
- [2] TSAO C W, ADAY A W, ALMARZOOQ Z I, et al. Heart disease and stroke statistics—2023 update: a report from the American Heart Association[J]. *Circulation*, 2023, 147(8): e93–e621.
- [3] THAMSEN B, BLÜMEL B, SCHALLER J, et al. Numerical analysis of blood damage potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD rotary blood pumps[J]. *Artificial Organs*, 2015, 39(8): 651–659.
- [4] ZHANG J F, CHEN Z S, GRIFFITH B P, et al. Computational characterization of flow and blood damage potential of the new maglev CH-VAD pump versus the HVAD and HeartMate II pumps[J]. *The International Journal of Artificial Organs*, 2020, 43(10): 653–662.
- [5] GIL A, NAVARRO R, QUINTERO P, et al. Hemocompatibility and hemodynamic comparison of two centrifugal LVADs: HVAD and HeartMate3[J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2023, 22(3): 871–883.
- [6] BORASCHI A, BOZZI S, THAMSEN B, et al. Thrombotic risk of rotor speed modulation regimes of contemporary centrifugal continuous-flow left ventricular assist devices[J]. *ASAIO Journal*, 2021, 67(7): 737–745.
- [7] CHEN Z S, JENA S K, GIRIDHARAN G A, et al. Shear stress and blood trauma under constant and pulse-modulated speed CF-VAD operations: CFD analysis of the HVAD[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2019, 57(4): 807–818.
- [8] GIL A, NAVARRO R, QUINTERO P, et al. CFD analysis of the HVAD's hemodynamic performance and blood damage with insight into gap clearance[J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2022, 21(4): 1201–1215.
- [9] HOSSEINI S E, KESHMIRI A. Experimental and numerical investigation of different geometrical parameters in a centrifugal blood pump[J]. *Research on Biomedical Engineering*, 2022, 38(2): 423–437.
- [10] 许斌, 罗基平, 黄典贵. 基于数值模拟的混流式血泵结构改进[J]. *上海理工大学学报*, 2022, 44(3): 245–252.
- [11] 黄峰, 王楚晨, 阮晓东. 基于主动转速调制的离心旋转血泵流场分析[J]. *中国机械工程*, 2021, 32(24): 2915–2923.

- [12] 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.
- [13] 谢楠, 唐雨萌, 张岩, 等. 撤机对离心血泵血液相容性影响的数值研究 [J]. 北京航空航天大学学报, 2023, 49(7): 1680–1688.
- [14] WAMPLER R, LANCISI D, INDRAVUDH V, et al. A sealless centrifugal blood pump with passive magnetic and hydrodynamic bearings[J]. *Artificial Organs*, 1999, 23(8): 780–784.
- [15] FOSTER G. Third-generation ventricular assist devices[M]//GREGORY S D, STEVENS M C, FRASER J F. *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*. London: Academic Press, 2018: 151–186.
- [16] 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.
- [17] 黄冬梅, 熊思恒, 肖媛, 等. 直式叶轮几何参数对离心式血泵流动及溶血性能影响的数值研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 2024, 41(3): 577–583.
- [18] BLUDSZUWEIT C. Model for a general mechanical blood damage prediction[J]. *Artificial Organs*, 1995, 19(7): 583–589.
- [19] GE L, DASIL P, SOTIROPOULOS F, et al. Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs. viscous stresses[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2008, 36(2): 276–297.
- [20] ESCHER A, HUBMANN E J, KARNER B, et al. Linking hydraulic properties to hemolytic performance of rotodynamic blood pumps[J]. *Advanced Theory and Simulations*, 2022, 5(9): 2200117.
- [21] GIERSIEPEN M, WURZINGER L J, OPITZ R, et al. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses - *in vitro* comparison of 25 aortic valves[J]. *The International Journal of Artificial Organs*, 1990, 13(5): 300–306.
- [22] HEUSER G, OPITZ R. A Couette viscometer for short time shearing of blood[J]. *Biorheology*, 1980, 17(1/2): 17–24.
- [23] GARON A, FARINAS M I. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation[J]. *Artificial Organs*, 2004, 28(11): 1016–1025.
- [24] FRASER K H, TASKIN M E, GRIFFITH B P, et al. The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2011, 33(3): 263–280.
- [25] BEHBAHANI M, BEHR M, HORMES M, et al. A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps[J]. *European Journal of Applied Mathematics*, 2009, 20(4): 363–397.
- [26] ANTAKI J F, DIAO C G, SHU F J, et al. Microhaemodynamics within the blade tip clearance of a centrifugal turbodynamic blood pump[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2008, 222(4): 573–581.

(编辑: 董伟)