文章编号:1007－6735(2025)05－0567－11　DOI: 10.13255/j.cnki.jusst.20240910001

叶轮结构对离心血泵溶血性能及振动特性的影响

孟玲玉[1]，　段欢欢[1,2]，　刘思琪[1]，　连起龙[1]，　曹展硕[1]，　崔国民[1]
（1. 上海理工大学 能源与动力工程学院，上海 200093；2. 河南牧业经济学院 能源与智能工程学院，郑州 450046）

摘要： 离心血泵叶轮根据盖板形式可分为闭式、半开式和开式 3 种结构，其对于评估血泵的溶血性能以及结构稳定性具有重要意义。基于此，利用数值模拟方法对 3 种叶轮血泵的水力性能和溶血性能进行了对比分析；同时，利用流固耦合方法研究了流场作用下不同叶轮结构产生的振动响应规律。结果表明，半开式叶轮血泵的内部流场分布更为均匀，血液输送效果更优越，溶血指数相较于闭式和开式叶轮血泵分别降低了 24.65% 和 19.67%。在流场作用力下，闭式叶轮产生的振动位移最小，结构稳定性最好；半开式和开式叶轮由于结构约束力相对较弱，导致其振动位移幅值相对较大。叶轮的盖板设计有助于降低血泵运转中的能量损失，提升泵送能力，同时增加叶轮的结构稳定性。然而，前盖板的存在可能增加血液损伤风险，因此，在设计阶段需重点考虑叶轮结构的选取，以有效提升血泵的整体性能。

关键词： 离心血泵；流固耦合；溶血性能；振动特性
中图分类号： TH 313　　**文献标志码：** A

Effects of impeller structure on hemolytic performance and vibration characteristics of centrifugal blood pumps

MENG Lingyu[1], DUAN Huanhuan[1,2], LIU Siqi[1], LIAN Qilong[1], CAO Zhanshuo[1], CUI Guomin[1]
(1. *School of Energy and Power Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*; 2. *School of Energy and Intelligent Engineering, Henan University of Animal Husbandry and Economy, Zhengzhou 450046, China*)

Abstract: The impeller of the centrifugal blood pump can be divided into three types of structures: closed, semi-open and open according to the form of the cover plate, which is of great significance for assessing the hemolytic performance and structural stability of the blood pump. Based on this, the hydraulic performance and hemolytic performance of the three types of impeller blood pumps were compared and analyzed using numerical simulation. At the same time, the vibration response law

收稿日期: 2024−09−10
基金项目: 国家自然科学基金资助项目(21978171)
第一作者: 孟玲玉(1998—)，女，硕士研究生．研究方向：人工心脏泵设计及优化．E-mail：mly15516930907@163.com
通信作者: 崔国民(1969—)，男，教授．研究方向：人工心脏泵设计及优化．E-mail：cgm@usst.edu.cn

引文格式: 孟玲玉，段欢欢，刘思琪，等．叶轮结构对离心血泵溶血性能及振动特性的影响[J]．上海理工大学学报，2025，47(5)：567-577.
Citation: MENG Lingyu, DUAN Huanhuan, LIU Siqi, et al. Effects of impeller structure on hemolytic performance and vibration characteristics of centrifugal blood pumps[J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2025, 47(5): 567-577.

generated by different impeller structures under the action of the flow field was investigated using the fluid-solid interaction method. The results show that the internal flow field of the semi-open impeller blood pump is more uniformly distributed, the blood transport effect is more superior, and the hemolysis index is reduced by 24.65% and 19.67% compared with that of the closed-type and open-type impeller pumps, respectively. The vibration displacement generated by the closed-type impeller under the force of the flow field is the smallest, and the structural stability is the best; semi-open and open impellers resulted in relatively large amplitude of vibration displacements due to relatively weak structural constraints. The cover plate design of the impeller helps to reduce the energy loss in the operation of the blood pump, enhance the pumping capacity, and increase the structural stability of the impeller. However, the existence of the front cover plate may increase the risk of blood damage, so the selection of the impeller structure needs to be emphasized in the design stage to effectively enhance the overall performance of the blood pump.

Keywords: *centrifugal blood pump*; *fluid-structure interaction*; *hemolytic performance*; *vibration characteristics*

心力衰竭严重威胁人类生命健康，截至2022年，由于心力衰竭引起的心脏问题高达6400万例[1]。心脏移植是当前唯一能够挽救心脏病人生命的有效办法，但由于供体缺少，常导致患者错失最佳的治疗期。人工心脏泵的应用既可以为等待心脏移植的患者创造更多时间，又可以代替心脏维持正常人体所需的生理指标[2]。

尽管人工心脏泵在治疗心衰患者方面有所进展，但其运行过程中仍存在引发并发症的风险[3-4]。因此，为了提高血泵的血液相容性，研究人员针对血泵叶轮的结构参数[5-9]进行了优化研究，以改善血泵的流动特性、降低血细胞承受的剪切应力和暴露时间。优化研究主要集中于血泵叶轮的叶片形式、叶片数量、叶片偏转角及叶片厚度等结构参数，然而对叶轮结构形式进行的研究相对较少。目前，离心血泵叶轮根据其盖板形式的不同，分为闭式叶轮、半开式叶轮以及开式叶轮[10]。Pan等[11]研究了不同的前盖板覆盖率对血泵溶血性能的影响。Wiegmann等[12]研究了闭式叶轮和半开式叶轮的水力性能和血液相容性指标。Curtas等[13]研究了开式叶轮和半开式叶轮对泵内剪切应力的影响。然而，现有研究多局限于单一叶轮的结构优化研究或针对特定性能的分析，尚未对闭式、半开式及开式叶轮进行系统性综合评估，且缺乏对叶轮盖板结构作用机制的深入探讨。

除溶血性能外，叶轮结构的稳定性同样是影响血泵安全运行的重要因素。作为血泵内部唯一的旋转部件，叶轮一旦失稳，血泵内部相对稳定的运行环境将会被破坏[14]，进而增加血液损伤风险，危害患者生命。关于血泵振动特性的研究，研究人员主要通过施加外界振动激励分析血泵稳定性的影响。Seki等[15]、Hijikata等[16]通过施加外界振动激励监测血泵内部血栓形成区域，旨在通过早期检测降低并发症的发生风险。云忠等[17]研究表明，振动的流场环境加剧了红细胞的损伤程度，增加了溶血风险。然而，血泵作为长期植入人体的器械设备，叶轮运转过程中面临着长期的血流冲击以及维持高速运转状态带来的振动及稳定性问题[18-20]。因此，分析叶轮在内部复杂的流动环境和介质压力作用下产生的变形情况显得尤为必要。较之以往的振动分析多关注外部激励的影响，而忽略流场作用力对叶轮固有振动特性的作用。流固耦合方法[21-24]能够有效地分析流体与固体之间的相互作用，揭示当流体载荷作用于固体的变形影响及其对流体状态的反馈。因此，本研究拟采用数值模拟与流固耦合的方法对血泵转子的水力性能、溶血性能及振动特性进行深入分析，揭示叶轮结构形式对血泵综合性能的影响，为离心血泵结构设计提供理论支持。

基于此，本文以自主设计的离心式血泵为基础模型，利用数值模拟方法对闭式、半开式和开式3种叶轮结构血泵的内部流场分布进行了详细分析。并采用拉格朗日粒子追踪法计算评估3种

叶轮血泵的溶血性能。此外，利用流固耦合方法对血泵转子结构进行动力学特性分析，探究不同叶轮结构在离心力、血液压力以及径向力的共同作用下所产生的应变和振动影响，揭示流场作用下叶轮转子的振动响应规律。

1　材料及方法

1.1　物理模型构建

本文自主设计的离心血泵模型及叶轮三维结构如图 1 所示。其中，叶轮采用后弯式结构叶片并结合不同形式的盖板组成，闭式叶轮由上下两片盖板完全包裹，半开式叶轮仅保留下盖板，开式叶轮无盖板。以半开式叶轮为基础设计模型，参照旋转速度 n=2 300 r/min，流量 Q=5 L/min 的设计工况，离心血泵可提供 100 mmHg 的扬程[25] 指标，计算得到叶轮结构相关设计参数如表 1 所示。闭式、开式叶轮除结构特征与之有所不同，其他设计参数保持一致。

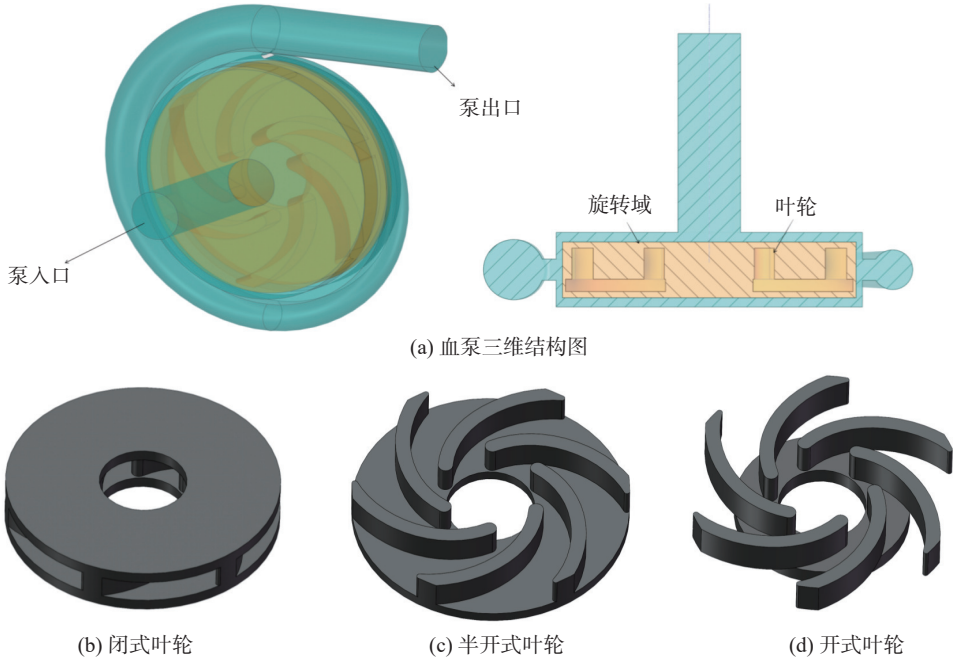
1.2　溶血计算模型

血液流动过程中，红细胞受到的剪切应力及其与叶轮的接触时间长短都会对细胞造成不同程度的损伤，进而造成血液损伤，增加溶血风险[26]。因此，溶血性能的评估需要结合剪切应力的大小和作用时间进行综合分析。本文采用溶血预测的经验公式[27] 如下：

$$D_{\mathrm{FHb}}/D_{\mathrm{Hb}}(\%) = 1.8\times10^{-6}\times\tau^{1.991}\times t^{0.765} \tag{1}$$

式中：D_{FHb} 为溶血导致的游离的血红蛋白浓度；D_{Hb} 为血浆中的血红蛋白浓度；τ 为红细胞所受的剪切应力的大小；t 为红细胞受到剪切应力的暴露时间。其中 τ 的计算采用 Bludszuweit[28] 提出的将流体应力张量等效为标量剪切应力公式：

$$\tau_{\mathrm{eff}} = \frac{1}{3}\sqrt{\left(\tau_{xx}^2+\tau_{yy}^2+\tau_{zz}^2\right)-\left(\tau_{xx}\tau_{yy}+\tau_{yy}\tau_{zz}+\tau_{xx}\tau_{zz}\right)+3\left(\tau_{xy}^2+\tau_{yz}^2+\tau_{zx}^2\right)} \tag{2}$$



(a) 血泵三维结构图　(b) 闭式叶轮　(c) 半开式叶轮　(d) 开式叶轮

图 1　血泵整体及叶轮三维结构图

Fig.1　Three-dimensional structure diagram of blood pump and impeller

表 1　离心血泵叶轮结构设计参数

Tab.1　Design parameters of the impeller structure of the centrifugal blood pump

结构参数	数值	结构参数	数值
叶片出口宽度/mm	5	叶片厚度/mm	2.5
叶片出口直径/mm	46	入口安放角/(°)	30
叶片入口直径/mm	12	出口安放角/(°)	35

1.3　径向力计算模型

血泵正常运转过程中，血泵流域内的非对称流动造成流场分布不均，进而产生的径向力是诱导流致振动的主要原因。故对叶轮同蜗壳交界面之间的节点静压力进行受力分析，分别求解 x、y 轴对应的径向力大小，最后进行力的合成计算得

到泵的径向力结果[29]。

首先，计算作用于第 i 个网格节点上的微小作用力 F_i，其为网格节点压力 P_i 和面积元 ΔS_i 二者的乘积，表达式为

$$F_i = p_i \Delta S_i \tag{3}$$

微小网格节点上的径向力在 x、y 轴上的分量可表示为该节点微小作用力与其作用角度的函数值的乘积，表达式为

$$\begin{cases} F_{x,i} = F_i \dfrac{-x_i}{\sqrt{x_i^2 + y_i^2}} \\ F_{y,i} = F_i \dfrac{-y_i}{\sqrt{x_i^2 + y_i^2}} \end{cases} \tag{4}$$

对微小网格节点上的径向力进行积分，其在 x、y 轴上的分量的表达式分别为

$$\begin{cases} F_x = \sum_{i=1}^{N} F_{x,i} \\ F_y = \sum_{i=1}^{N} F_{y,i} \end{cases} \tag{5}$$

最后，通过合成计算，得到作用于叶轮上的径向力合力，公式为

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \tag{6}$$

1.4 流固耦合模型

流固耦合振动分析方法根据求解策略的不同，主要分为双向流固耦合和单向流固耦合。单向流固耦合方法在分析固体结构受流体流动影响时，具有计算速度快、效率高的优势。因此，本文选择了单向流固耦合方法，进行流场与结构场之间的“静态”耦合，进而分析叶轮结构在流场作用下的振动特性，为血泵设计的优化提供关键参考。通过流体动力学模拟，计算获得流体对叶轮施加的压力载荷，并将其作为外部载荷施加到叶轮上进行结构动力学分析[30]，见式(7)。利用模态分析确定不同频率下的振动特性，以获取固有频率和振动形态。利用谐响应分析进一步研究结构在固定频率下的振动响应结果，排除共振风险并验证模态结果。

$$\boldsymbol{M}\boldsymbol{x}'' + \boldsymbol{C}\boldsymbol{x}' + \boldsymbol{K}\boldsymbol{x} = \boldsymbol{F}(t) \tag{7}$$

式中：$\boldsymbol{M}$、$\boldsymbol{C}$、$\boldsymbol{K}$ 分别为质量、阻尼、刚度矩阵；$\boldsymbol{x}''$、$\boldsymbol{x}'$、$\boldsymbol{x}$ 为位移、速度、加速度矢量；$\boldsymbol{F}(t)$ 为力矢量。

2 网格划分及边界条件设置

2.1 网格划分

使用 Poly-Hexcore 对血泵整体结构进行流场模拟的网格划分，如图 2 所示。为了准确计算血泵流体域内的血液流动，对蜗壳和叶轮表面的细小区域进行加密处理。为验证计算中所使用网格单元数目的合理性，设置了 5 组不同的最小单元网格数目，分别为 0.1、0.15、0.2、0.3、0.4 mm，并基于这 5 种尺寸生成对应的血泵模型，以血泵扬程随网格数目变化趋势为验证依据，对设计工况下 5 组不同网格数目的血泵进行性能模拟，结果如表 2 所示。当采用第 4 套网格时，3 种血泵的扬程变化均逐渐趋于平稳，考虑到计算效率，最终确定闭式、半开式、开式叶轮结构的血泵模型网格数分别为 2 904 041、2 864 820 和 2 832 600。

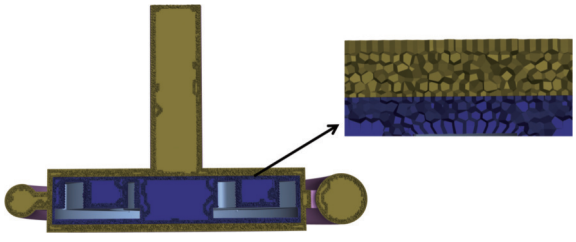


图 2 血泵网格剖面示意图

Fig.2 Schematic diagram of blood pump grid section

表 2 网格无关性验证

Tab.2 Grid-independence verification

网格方案	扬程/mmHg		
	闭式叶轮血泵	半开式叶轮血泵	开式叶轮血泵
1	146.995	106.917	96.811
2	148.320	106.579	96.469
3	149.149	106.384	96.412
4	149.506	106.234	96.160
5	149.628	106.192	96.174

在进行流固耦合分析时，将 3 种叶轮模型分别导入 ANSYS Workbench 中。为了在保证计算精度的前提下控制计算时间，并结合网格质量进行综合考量，网格大小设置为 0.5 mm。利用自动网格划分工具对叶轮结构进行三维实体模型的网格划分，最终确定闭式、半开式、开式叶轮结构网格数量分别为558 500、350 145 和 220 861。

2.2 边界条件设置

本文通过商用软件 ANSYS Fluent 2022R1 进行

数值模拟计算，采用 RNG k-ε 湍流模型，在近壁面处使用增强壁面函数（enhanced wall treatment，EWF），利用 SIMPLE 算法进行压力−速度的耦合求解[31]。血液作为非牛顿流体，但在叶轮高速运转产生的剪切率高于 100 s^{-1} 时，可将其视作牛顿流体[32]进行研究，设置其参数属性为密度 ρ = 1 050 kg/m^3、动力黏度 μ = 0.003 5 Pa·s。血泵入口区域设置为质量流入口，出口为自由出流边界。叶轮区域使用多重坐标参考系，将叶轮表面设置为旋转壁面，旋转速度为 2 300 r/min，收敛精度为 10^{-5}。

由于钛合金具有良好的生物相容性、耐腐蚀性和机械性能，能够抵抗血液的侵蚀和机械应力[33]，因此，在流固耦合分析中，叶轮材料设置为钛合金，材料属性见表 3。此外，考虑叶轮正常运转时的旋转对称性以及流体作用，在叶轮中心处设置了圆柱约束，限制该约束下的所有自由度，并加载流场作用载荷和由叶轮转子旋转产生的离心力。

表 3　叶轮材料参数

Tab.3　Material parameters of impeller

材料	密度/(kg·m^{-3})	弹性模量/MPa	泊松比
钛合金	4 620	9.6×10^7	0.36

2.3　模拟方法验证

美国食品药品监督管理局（Food and Drug Administration，FDA）建议使用数值模拟方法来预测设备性能，从而为其实际生产设计实验提供合理依据。基于此，FDA 开发了用于测试的离心血泵基准模型[34]。本文依据其发布的有关离心血泵基准模型的相关几何参数及实验数据[35]，进行了仿真数值模拟分析，并将仿真计算数据结果同实验结果进行比较。由图 3 可知，模拟数据与实验数据的吻合度较高，误差控制在 10% 以内，表明本文所采用的数值模拟方法的可行性。

3　结果与分析

3.1　离心血泵的流场分析

3.1.1　血泵速度场分布

由图 4 可知，血液以较低的速度进入泵腔，通过叶轮时速度逐渐增加，并在叶片尾缘处达到峰值，随后，血液在流入蜗壳区域后速度减慢，最终以正常水平流出血泵。虽然 3 种叶轮结构血泵的整体流动趋势基本一致，但在叶片周围和出口区域仍存在局部差异。

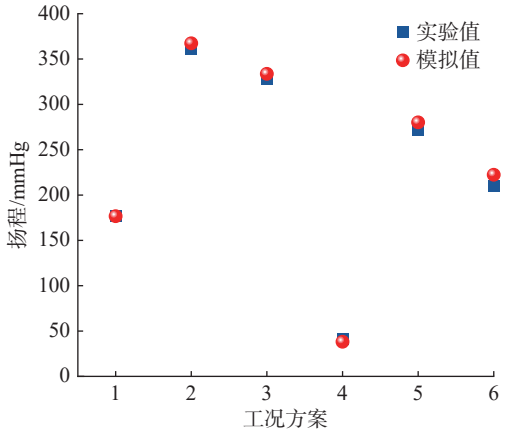


图 3　模拟工况下基准泵扬程分布

Fig.3　Distribution of head of reference pump under simulation condition

如图 4 中区域Ⅰ所示，闭式叶轮血泵的速度场呈向心加速型分布，流体沿径向方向逐渐加速，且速度梯度变化明显。相比之下，半开式和开式叶轮血泵的速度场分布更均匀，流体在叶轮进口至出口的过程中的速度变化较为平缓。已有研究表明，流场中产生的漩涡会延长红细胞暴露在剪切应力下的时间，增加血细胞破损程度，并加剧流体速度梯度的变化，从而导致更大的剪切应力和湍动效应，进而增加血泵的能量损耗[36]。对比 3 种血泵的隔舌局部放大图（见区域Ⅱ）可知，由于流经叶轮的高速流体同沿蜗壳流出的低速流体相遇，流体在改变方向和速度时会产生漩涡，并在漩涡生成位置产生较大的湍流效应，造成血泵动能损失。闭式叶轮由于速度梯度变化较大，在隔舌处所产生的漩涡矢量线更为紧密聚集，较其他两种血泵更为明显。

图 5 为 3 种叶轮血泵的中心截面速度云图，图中标记区域为漩涡生成位置。由于闭式叶轮的前后盖板限制了血流路径，血液自由流动减少，因此，仅在叶轮内部边缘产生了较小范围的漩涡。半开式叶轮血泵中血液流动路径同样较为固定，且速度梯度变化相对均匀，因此在叶片与来流血液直接接触的区域产生了不明显的漩涡。与前两种血泵不同，在开式叶轮血泵中由于叶轮同泵壳之间的间隙较大，流体在运转过程中发生较大的流动变化，导致来流血液与在泵腔中流动的血液产生了明显的涡流，不仅增加了能量损耗，也进一步影响了血液在泵腔内部流动的安全性。

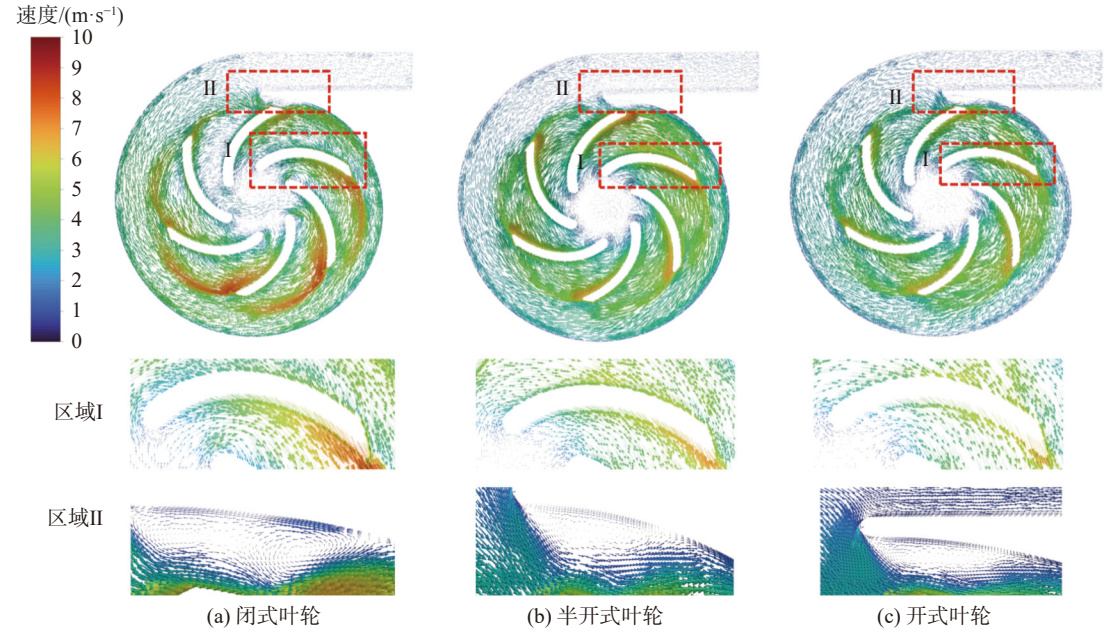


图 4　3 种结构血泵速度分布图

Fig.4　Velocity profile of blood pumps with three structures

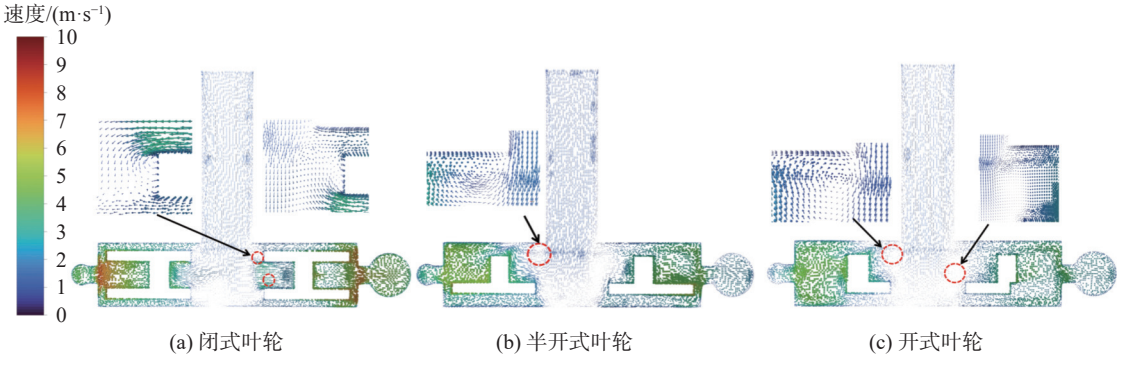


图 5　3 种结构血泵中心截面速度分布图

Fig.5　Velocity profile in the center section of blood pumps with three structures

3.1.2　血泵压力场分布

结合图 6 的 3 种叶轮结构血泵的压力云图可知，血液从入口段进入泵腔，流经叶轮后从出口流出。血泵压力在叶轮的中心区域最低，随着流体沿叶轮中心向外运动直至流出过程中，叶轮旋转使流体获得了较大的动能，利用流道内的蜗壳变化将流体动能转化为压能，使得血泵压力逐渐增加。

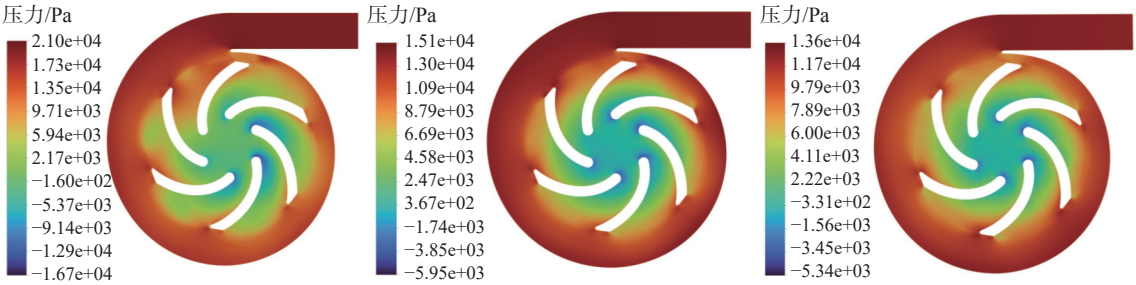
运行工况下，闭式、半开式、开式叶轮结构血泵分别产生了 149.506、106.234、96.160 mmHg 的扬程。闭式叶轮由于其前后均有盖板封闭，能够有效限制流体的侧向流动，避免血液流通过程中形成泄漏流，从而将叶片之间的流体能量损失降至最低，并将流经叶片的流体动能全部转换为压能，使流体在叶轮区域产生较高的静压力，从而产生较高的进出口断面压差。相比之下，半开式叶轮结构仅在背侧设有盖板，导致部分流体在流动过程中从开放区域泄漏，未能将所有的动能转换为压能。开式叶轮则由于其完全开放的设计，叶片两侧无盖板，流体在流动过程中泄漏更加明显，动能的转化效率进一步降低，导致静压力较低、扬程相对较小。因此，半开式和开式叶轮血泵产生的水力扬程明显低于闭式叶轮血泵。

3.1.3　径向力结果

不同叶轮的流动形态会影响到径向力的方向与大小，进而反作用于叶轮结构的振动状态。因此，本节给出了 3 种叶轮结构血泵的径向力计算结果，如表 4 所示。

3.2　离心血泵的溶血性能分析

闭式、半开式、开式叶轮血泵计算得到的平



(a) 闭式叶轮　　(b) 半开式叶轮　　(c) 开式叶轮

图 6　3 种结构血泵压力分布图

Fig.6　Pressure distribution diagram of blood pumps with three structures

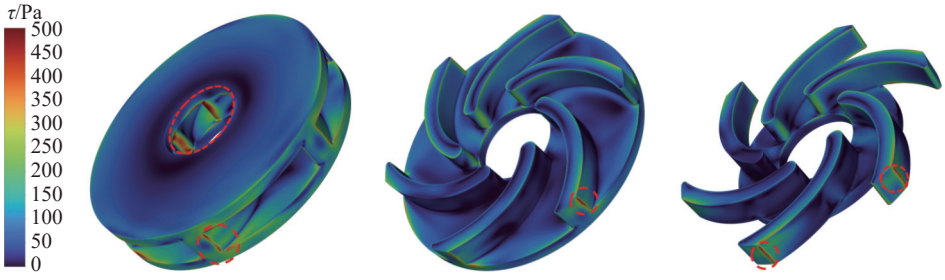
均标量剪切应力分别为 61.881、56.075、57.461 Pa。由图 7 可知，闭式叶轮的最大剪切应力主要出现在其叶片根部以及盖板边缘的局部区域，而半开式叶轮和开式叶轮的最大剪切应力则主要集中在叶片尾缘处。

由图 8 和图 9 可知，闭式、半开式、开式叶轮结构血泵中高剪切应力区域分布及占比分别为 8.303%、5.513% 和 7.815%，其中，闭式叶轮血泵暴露于高剪切应力下的区域范围明显高于其他两种叶轮结构血泵。由于叶轮结构形式的不同，闭式叶轮血泵运转中内部速度梯度变化较大，从而产成的剪切应力变化最为明显。相比之下，开式叶轮则因内部产生的漩涡较密集，导致血液流动过程中摩擦增大，损耗增加，局部切应力增加。

表 4　径向力计算结果

Tab.4　Calculation results of radial force

叶轮结构	F_x/N	F_y/N	F_z/N
闭式叶轮	−0.524 6	−2.720 6	2.770 7
半开式叶轮	−0.383 6	−2.195 4	2.228 9
开式叶轮	−0.969 6	−0.023 2	0.969 9



(a) 闭式叶轮　　(b) 半开式叶轮　　(c) 开式叶轮

图 7　3 种结构叶轮局部剪切应力分布云图

Fig.7　Graphs of local shear stress distribution of impellers with three structures

相关研究表明，红细胞在流动过程中会受到叶轮旋转带来的剪切应力压迫，发生扭曲变形。当红细胞在 0～150 Pa 的剪切应力下发生变形时，红细胞可以在短时间内恢复原状；但当剪切应力达到 1 000 Pa 或更高，且暴露时间超过其可承受的时间范围时，溶血风险随之增加[37]。闭式和开式叶轮在运行过程中所承受的剪切应力较高，且暴露于高剪切应力区域的范围较大，显示出较高

(a) 闭式叶轮　　(b) 半开式叶轮　　(c) 开式叶轮

图 8　3 种血泵剪切应力>150 Pa 的区域分布

Fig.8　Distribution of areas with shear stress >150 Pa for three types of blood pumps

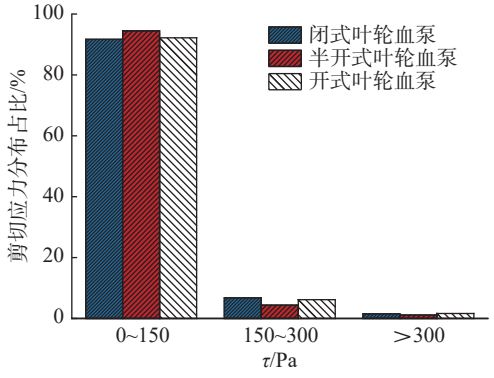


图 9 血泵内部剪切应力分布占比

Fig.9 Percentage of shear stress distribution inside blood pumps

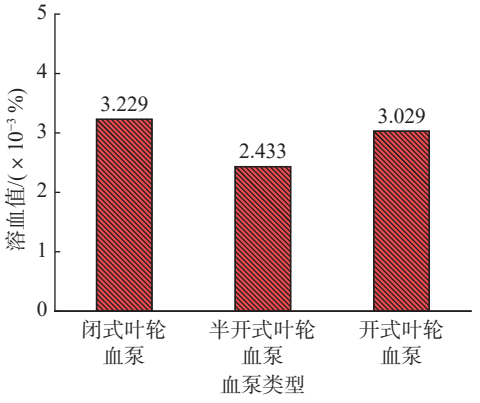


图 10 3 种血泵溶血值对比

Fig.10 Comparison of hemolysis values for three types of blood pumps

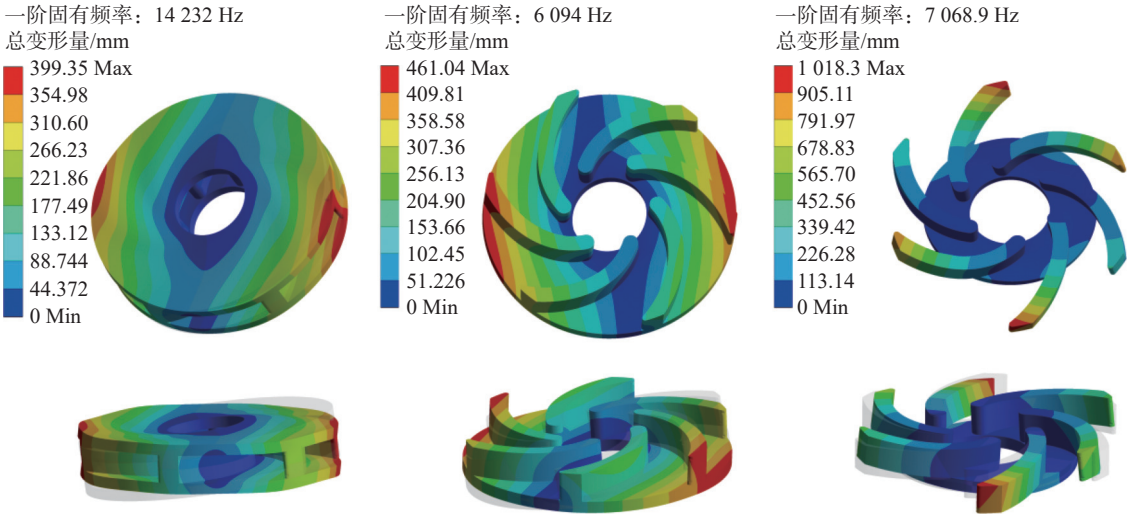
的溶血风险。而半开式叶轮血泵的剪切应力分布更加均匀，暴露在高剪切应力区域范围较小，有效降低了血液损伤风险，进一步证明了流场中产生的漩涡对血液具有的潜在危害。

通过拉格朗日粒子追踪法进行溶血计算，并设定粒子数为 400 个，得到了血泵的溶血预测值如图 10 所示。结果表明，半开式叶轮结构血泵的溶血值相较于闭式和开式叶轮血泵分别降低了 24.65% 和 19.67%，表现出明显的血液输送优势。这一结果与文献 [29] 中对血泵性能的研究结论相一致，进一步验证了半开式叶轮在血液输送过程中的安全性和有效性。

3.3 叶轮结构的稳定性分析

3.3.1 模态分析

将流场结果施加于结构场中，得到了 3 种叶轮的一阶模态振型结果，如图 11 所示。闭式、半开式、开式叶轮结构的一阶固有频率分别为 14 232、6 094、7 068.9 Hz。闭式与半开式叶轮由于具有盖板结构，叶片被固定在同一平面内，从而限制了扭转运动的发生，有效减少了叶片的扭转和振动自由度，因此在 *XOY* 平面内仅出现摆动，且叶片相对于轴线的振动幅度较小；而开式叶轮由于叶片与轴线之间没有直接的固定连接，在 *XOY* 平面不仅出现摆动幅度，还具有明显的扭转特征，特别是叶片边缘处的扭转变形最为明显。3 种叶轮的一阶固有频率所对应的临界转速 $n=60f$（f 为频率）远高于工作转速 2 300 r/min，表明在血泵正常运行条件下，流动激励作用不会引发共振。然而，实际应用中仍需警惕外部激励或系统特定频率可能



(a) 闭式叶轮 (b) 半开式叶轮 (c) 开式叶轮

图 11 模态分布图

Fig.11 Modal distribution diagram

引发的共振问题，因此应综合考虑整个系统的动力特性。

3.3.2 谐响应分析

由图 12 叶轮位移幅值与频率的关系可知，闭式、半开式、开式叶轮产生的位移峰值分别为 0.001 2、0.009 63、0.010 3 mm，其峰值所对应的频率分别为 14 406、6 283.5、7 164.8 Hz。根据位移幅值结果可以看出，叶轮位移频率响应曲线中观察到的波峰所在频率位置与模态分析得到的固有频率基本一致，进一步验证了对系统固有频率计算的准确性。工作频率 38.33 Hz 下，3 种叶轮产生的形变量分别为 $7.345\,9\times10^{-6}$、$4.772\,5\times10^{-5}$、$1.580\,3\times10^{-5}$ mm，同叶轮在泵腔内的距离相比，可以忽略。在 3 种叶轮结构中，闭式叶轮的位移变化最小，体现出其良好的结构稳定性。结合流场分析可知，闭式叶轮的结构更有效地控制流体的动能转化，减少了叶轮工作区域的流动不稳定性。因此，在叶轮旋转过程中，流场对其振动影响较小。虽然半开式和开式叶轮在流动特性上具有一定优势，但由于其结构约束力相对较弱，导致其振动位移幅值较大，从而可能影响设备长期运行的耐用性。

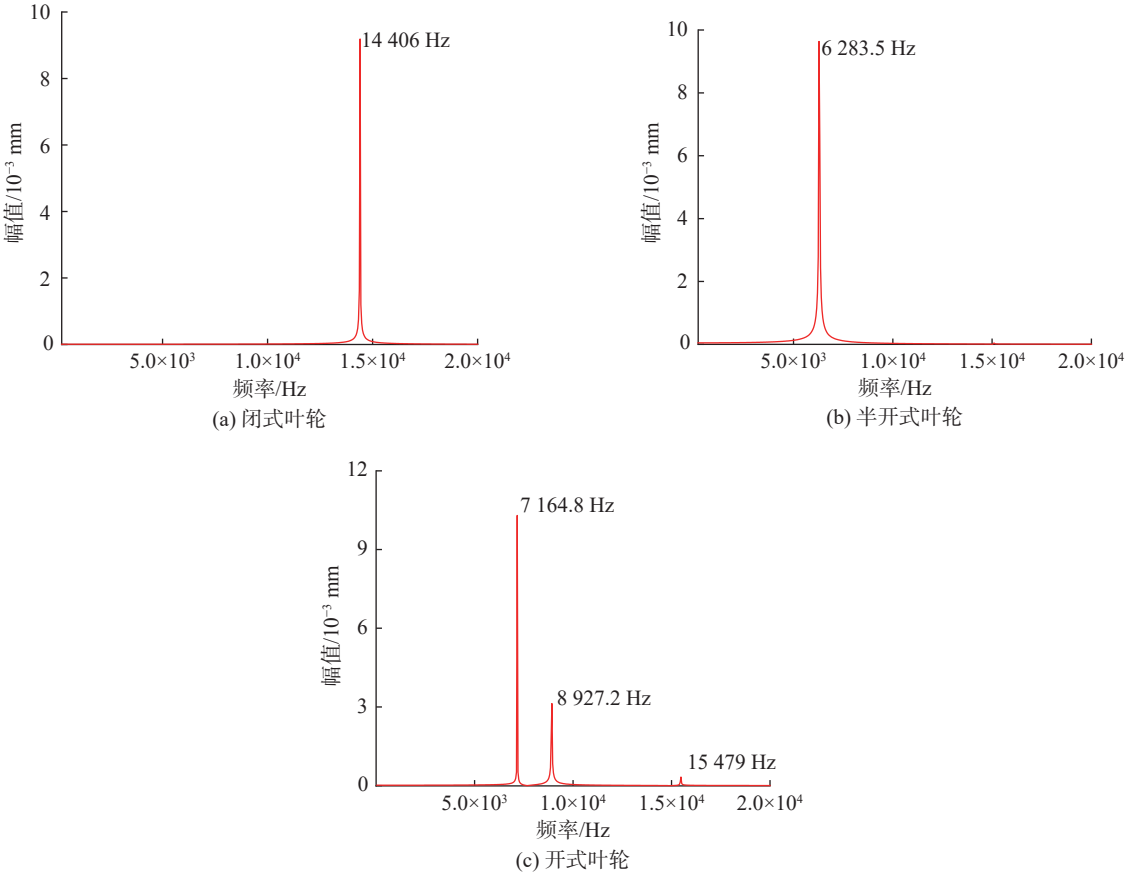


图 12　叶轮转子频率与振幅关系

Fig.12　Relationship between impeller rotor frequency and amplitude

4　结　论

本文以自主设计的离心血泵为研究对象，深入探讨了叶轮结构形式对离心血泵水力性能、溶血性能及振动稳定性的影响，并得出以下结论：

a. 闭式叶轮由于上下盖板的存在，限制了血液的流通路径，提升了血泵的泵送能力，然而，较大的速度梯度和隔舌处的密集漩涡增加了血液损伤的程度。开式叶轮因无覆盖盖板，导致流体的流动变化较大，并在血泵中心截面区域生成明显漩涡，导致血泵的水力性能和溶血性能下降。相比之下，半开式叶轮血泵的内部流场分布更加均匀，血液输送效果更为优越，其溶血指数较闭式叶轮血泵和开式叶轮血泵分别降低了 24.65% 和 19.67%。

b. 通过流固耦合分析：闭式叶轮在流场作用力下产生的振动位移最小，表现出其良好的结构稳定性，半开式和开式叶轮由于结构约束力相对

较弱，导致其振动位移幅值增加，可能对设备长期稳定运行造成影响。然而，在工作频率38.33 Hz下，3种叶轮均未出现共振现象，且形变量微小，可忽略不计。

c. 叶轮盖板有助于限制泵内血液流通路径，降低流体在运转中的能量损失，提升血泵的泵送能力，同时增加叶轮的结构稳定性。然而，前盖板的存在也可能增加血液损伤风险，因此，在设计阶段需重点考虑叶轮结构的选取，以在保证泵送效率的同时有效提升血泵的整体性能和安全性。

参考文献：

[1] SAVARESE G, BECHER P M, LUND L H, et al. Global burden of heart failure: a comprehensive and updated review of epidemiology[J]. Cardiovascular Research, 2022, 118(17): 3272−3287.

[2] 陆腾飞, 陈琛. 基于电机参数的离心式左心室辅助装置流量估算方法 [J]. 医用生物力学, 2022, 37(1): 112−117.

[3] 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.

[4] 王尚亭, 付华林, 路喆鑫, 等. 微型介入式轴流血泵溶血和凝血模型研究进展分析 [J]. 生物医学工程学杂志, 2024, 41(2): 383−388.

[5] WANNAWAT P, FOOJINPHAN N, KHIENWAD T, et al. The study of various impeller design for centrifugal blood pump using computer method[C]//2017 13th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed). Innsbruck: IEEE, 2017: 247–253.

[6] LI H Y, ZHANG M K, LUO X W, et al. Investigation on the effects of blade thickness for a centrifugal rotary blood pump[J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2023, 37(2): 767−778.

[7] 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.

[8] 王晨, 徐博翎, 吴鹏. 叶片倒角对FDA标准血泵流场和溶血预测的影响 [J]. 医用生物力学, 2019, 34(1): 58−63.

[9] 龚晓东, 杨树进, 刘祚时. 基于fluent离心式血泵内流场仿真与结构优化 [J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(7): 913−918.

[10] 李映涛, 刘瑶, 任俊儒, 等. 心室辅助装置研究进展 [J]. 中国医疗设备, 2024, 39(3): 160−169,180.

[11] PAN G L, CHANG Y, FU M R. Computational fluid dynamics analysis of shroud design on hemodynamic performance and blood damage in a centrifugal blood pump[J]. Computer Modeling in Engineering & Sciences, 2018, 116(2): 199−213.

[12] WIEGMANN L, BOËS S, DE ZÉLICOURT D, et al. Blood pump design variations and their influence on hydraulic performance and indicators of hemocompatibility[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2018, 46(3): 417−428.

[13] CURTAS A R, WOOD H G, ALLAIRE P E, et al. Computational fluid dynamics modeling of impeller designs for the HeartQuest left ventricular assist device[J]. ASAIO Journal, 2002, 48(5): 552−561.

[14] LI Y, XI Y F, WANG H Y, et al. The impact of rotor configurations on hemodynamic features, hemocompatibility and dynamic balance of the centrifugal blood pump: a numerical study[J]. International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 2023, 39(2): e3671.

[15] SEKI H, FUJIWARA T, HIJIKATA W, et al. Evaluation of real - time thrombus detection method in a magnetically levitated centrifugal blood pump using a porcine left ventricular assist circulation model[J]. Artificial Organs, 2021, 45(7): 726−735.

[16] HIJIKATA W, MARUYAMA T, MURASHIGE T, et al. Detection of thrombosis in a magnetically levitated blood pump by vibrational excitation of the impeller[J]. Artificial Organs, 2020, 44(6): 594−603.

[17] 云忠, 向闯, 蔡超, 等. 边界振动流场对单个红细胞损伤影响分析 [J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(1): 78−82.

[18] 王彦伟, 朱启培, 李育房. 高速离心泵叶轮动态特性分析 [J]. 流体机械, 2022, 50(7): 37−43,49.

[19] SHIDA S, MASUZAWA T, OSA M. Dynamic motion analysis of impeller for the development of real-time flow rate estimations of a ventricular assist device[J]. The International Journal of Artificial Organs, 2020, 45(1): 52−59.

[20] WANG L, YUN Z, TANG X Y, et al. Influence of circumferential annular grooving design of impeller on suspended fluid force of axial flow blood pump[J]. The International Journal of Artificial Organs, 2022, 45(4): 360−370.

[21] 刘迎圆, 宫建国, 徐颖, 等. 流固耦合作用下空间导叶式离心泵叶轮湿模态分析 [J]. 流体机械, 2020, 48(7): 50−56,65.

[22] PEI J, MENG F, LI Y J, et al. Fluid-structure coupling

analysis of deformation and stress in impeller of an axial-flow pump with two-way passage[J]. Advances in Mechanical Engineering, 2016, 8(4): 1687814016646266.

[23] 明志茂, 刘帅, 杨静, 等. 轴流风机叶轮组件的流固耦合分析 [J]. 应用物理, 2021, 11(7): 337−344.

[24] YUAN J P, SHI J L, FU Y X, et al. Analysis of fluid-structure coupling dynamic characteristics of centrifugal pump rotor system[J]. Energies, 2022, 15(6): 2133.

[25] 刘泽辉, 张松, 屈一飞. 基于计算流体动力学仿真的离心式人工心脏泵叶片参数优化 [J]. 工具技术, 2021, 55(10): 51−57.

[26] LI Y, WANG H Y, XI Y F, et al. Impact of volute design features on hemodynamic performance and hemocompatibility of centrifugal blood pumps used in ECMO[J]. Artificial Organs, 2023, 47(1): 88−104.

[27] HEUSER G, OPITZ R. A Couette viscometer for short time shearing of blood[J]. Biorheology, 1980, 17(1/2): 17−24.

[28] BLUDSZUWEIT C. Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump[J]. Artificial Organs, 1995, 19(7): 590−596.

[29] 江伟, 陈帝伊, 王玉川, 等. 半高导叶对离心泵径向力影响数值模拟研究 [J]. 振动与冲击, 2019, 38(10): 15−22.

[30] 闫俏, 王德利, 段士伟. 基于 ANSYS 振动盘模态分析和谐响应分析 [J]. 机械管理开发, 2023, 38(3): 23−26.

[31] WU P, XIANG W J, YIN C K, et al. The design and evaluation of a portable extracorporeal centrifugal blood pump[J]. Frontiers in Physiology, 2021, 12: 766867.

[32] MULHOLLAND J W, SHELTON J C, LUO X Y. Blood flow and damage by the roller pumps during cardiopulmonary bypass[J]. Journal of Fluids and Structures, 2005, 20(1): 129−140.

[33] 杨佳惠, 张一凡, 武俊霞, 等. 生物医用钛合金研究进展 [J]. 稀有金属与硬质合金, 2021, 49(5): 29−34,40.

[34] 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.

[35] PONNALURI S V, HARIHARAN P, HERBERTSON L H, et al. Results of the interlaboratory computational fluid dynamics study of the FDA benchmark blood pump[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2023, 51(1): 253−269.

[36] 刘晨, 张惟斌, 衡亚光, 等. 人工心脏圆盘泵的流动特性研究 [J]. 中国医学物理学杂志, 2023, 40(4): 496−502.

[37] 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.

（编辑：董　伟）