

叶顶间隙对人工心脏泵血液相容性影响的数值研究

谢楠¹, 唐雨萌¹, 柳阳威^{1,2}, 张岩³

- (1. 北京航空航天大学 能源与动力工程学院
航空发动机气动热力国家级重点实验室, 北京 100191;
2. 先进航空发动机协同创新中心, 北京 100191;
3. 中国医学科学院 阜外医院 成人外科中心, 北京 100037)

摘 要: 采用定常和非定常数值方法系统研究了离心血泵在供压 173 mmHg 时, 4 组不同叶顶间隙下的血流动力学特性和血液相容性。所研究的间隙分别为 5.0、2.0、1.0 mm 和 0.2 mm, 对速度、湍动能等参数的分布规律以及标准溶血指数(normalized index of hemolysis, NIH)随叶顶间隙大小的变化规律进行了研究。结果表明: 在流量 3.0 L/min, 供压 173 mmHg 工况下, 原型血泵有较好的血液相容性; 随着叶顶间隙的减小, 最大切应力与标准溶血指数呈显著单峰变化趋势, 在 1.0 mm 间隙结构取得最低标准溶血指数 0.000 5 g/100 L, 并降低了在叶轮侧壁与泵壳下壁面的狭缝内形成血栓的风险; 定常与非定常的结果对比表明: 定常结果往往会过小的预测溶血, 瞬态标准溶血指数随叶轮转动呈周期性变化, 其平均值与定常结果相差在 5% 以内。

关 键 词: 离心血泵; 溶血; 血栓; 叶顶间隙; 间隙泄漏涡

中图分类号: V239; R318 **文献标志码:** A

Numerical research on effects of blade tip clearances on the hemocompatibility of artificial heart pump

XIE Nan¹, TANG Yumeng¹, LIU Yangwei^{1,2}, ZHANG Yan³

- (1. National Key Laboratory of Science and Technology on Aero-Engine Aero-Thermodynamics, School of Energy and Power Engineering, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100191, China;
2. Collaborative Innovation Center for Advanced Aero-Engine, Beijing 100191, China;
3. Department of Cardiac Surgery, Fu Wai Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100037, China)

Abstract: Steady and unsteady numerical simulations were carried out to systematically research the hemodynamic performance and hemocompatibility of four groups of centrifugal blood pumps with different blade tip clearance at 173 mmHg. The gaps studied were 5.0 mm, 2.0 mm, 1.0 mm and 0.2 mm, respectively, the distribution of parameters and the changes of normalized index of hemolysis with the size of blade tip clearance were researched. The re-

收稿日期: 2020-08-31

基金项目: 国家自然科学基金(51976006, 51790513); 航空科学基金(2018ZB51013); 中国博士后科学基金(2020M670097)

作者简介: 谢楠(1995—), 男, 硕士生, 主要从事叶轮机械及其相关交叉学科领域研究。

通信作者: 柳阳威(1980—), 男, 教授、博士生导师, 博士, 主要从事叶轮机内复杂流动预测及控制方法研究。
E-mail: liuyangwei@126.com

引用格式: 谢楠, 唐雨萌, 柳阳威, 等. 叶顶间隙对人工心脏泵血液相容性影响的数值研究[J]. 航空动力学报, 2021, 36(6): 1304-1314. XIE Nan, TANG Yumeng, LIU Yangwei, et al. Numerical research on effects of blade tip clearances on the hemocompatibility of artificial heart pump[J]. Journal of Aerospace Power, 2021, 36(6): 1304-1314.

sults showed that the origin pump had good hemocompatibility at 3.0 L/min against a pressure head of 173 mmHg; with the decrease of blade tip clearance, the max stress and the normalized index of hemolysis showed a single peak and the minimum normalized index of hemolysis 0.0005 g/100 L was obtained in the 1.0 mm clearance structure, which reduced the risk of thrombosis in the gap between the outer impeller walls and the lower housing cavity walls; compared with the results of the unsteady simulation: steady results were often too small to predict hemolysis, the transient normalized index of hemolysis changed periodically with the impeller rotation, and the difference between its mean and the steady results was within 5%.

Key words: centrifugal pump; hemolysis; thrombosis; blade tip clearance; tip leakage vortex

心脏病是人类生命的主要“杀手之一”。根据世界卫生组织 (WHO) 的统计资料,心血管疾病每年都会在全球夺取千万人的生命。《中国心血管病报告 2018》中推算心血管病现患人数 2.9 亿,其死亡率居首位^[1]。由于自然心脏移植远不能满足病人的需要,越来越多的学者开始研究用人工心脏替代自然心脏来维持生命^[2]。

人工心脏是一种通过机械循环提供血液循环支持的装置,首次开发应用于病人心脏移植等待过程中^[3]。随着人工心脏的持续发展,心脏泵已经临床用于治疗成人和儿童的心血管疾病^[4]。体外膜肺氧合 (extracorporeal membrane oxygenation, ECMO) 主要用于对重症心肺功能衰竭或者等待器官移植的患者提供体外呼吸与循环,核心部分是膜肺和血泵。在新冠疫情期间,ECMO 已经成功救治多例新型冠状病毒肺炎重症患者,疗效显著^[5],体现出人工心脏泵在人类健康问题上发挥着越来越重要的作用。人工心脏泵的血液相容性设计、电动机设计与控制技术研究等都是亟需解决的一些核心问题^[6]。国内外大部分研究人员在设计或研究流体机械内部流动机理时,都会采用计算流体力学方法 (computational fluid dynamics, CFD),柳阳威等^[7-8]采用 CFD 方法系统研究了流体机械内部的复杂流动。云忠等^[9-12]对血泵内血液的机械损伤机理进行了系统分析,结果表明高速撞击、内外压差过大、剪切撕裂等因素均可对红细胞造成严重的损伤。因此,人工心脏泵的设计及其流道内血流动力学研究是现阶段研究的重中之重^[13]。展昭、杨晓琛、张岩等^[14-16]开发出一系列轴流式血泵,通过优化流道结构消除流场中不规则的流动状况,有效提升了血泵的血液相容性。

国际上临床应用较多的血泵主要是欧美国家所研制,设计指标比较符合欧美患者对心脏供血

量的需求^[17-18]。而中国患者所需要的血流量小于血泵的设计流量,血泵在非设计工况运转会使得流场环境恶化,诱发血栓^[19],低流速也会导致血细胞暴露时间过长引发溶血^[20]。此外,国内外对血泵的优化研究多集中在追求较宽广的使用范围,但是在偏离设计状态的工况下运行必然导致流场恶化,降低血泵的血液相容性。当前迫切需要针对中国患者的实际情况对血泵进行优化,尽可能提升水力性能,提高血液相容性,延长使用期限,提高患者生存率。

本文基于中国患者的临床应用情况,对某型磁悬浮离心血泵进行了数值模拟研究。目的是通过提升血泵的水力性能,减少血液损伤,为研制适用于国内患者的血泵积累经验。

1 模型和方法

1.1 离心血泵模型

磁悬浮离心血泵由泵壳、叶轮以及内部永磁体构成,叶轮包含 4 个主流叶片和 4 个分流叶片。运用三维建模软件 UG NX 12.0 对离心血泵进行建模,原型结构如图 1 所示,不同叶顶间隙下的叶轮模型如图 2 所示。血泵原型叶顶间隙为 5.0 mm,其余 3 种模型叶顶间隙分别为 2.0、1.0 mm 和 0.2 mm。

1.2 计算方法

血泵结构复杂,为了降低对血液的损伤采用了大量的倒圆设计。本研究中将计算域划分为进口段、出口段、叶片通道、叶轮中心冲洗孔、冲洗孔下侧流域、蜗壳和环形狭缝。使用 Ansys ICEM (integrated computer engineering and manufacturing) CFD 在进口段、出口段、叶轮中心冲洗孔以及环形狭缝内划分六面体网格,使用 Ansys Meshing 在其余计算域划分四面体网格,最终导

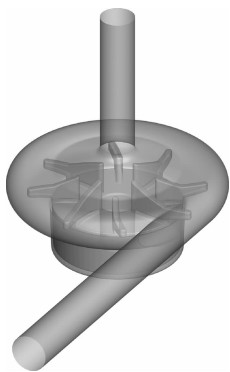


图 1 离心血泵原型

Fig. 1 Centrifugal origin pump model

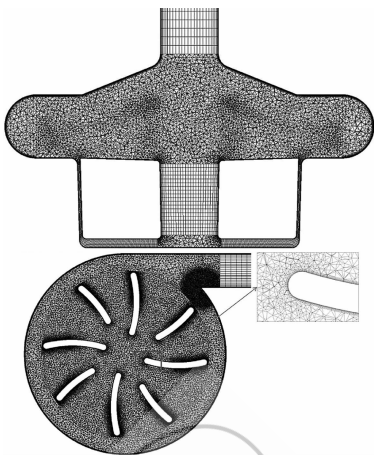


图 3 计算域网格

Fig. 3 Computational grid

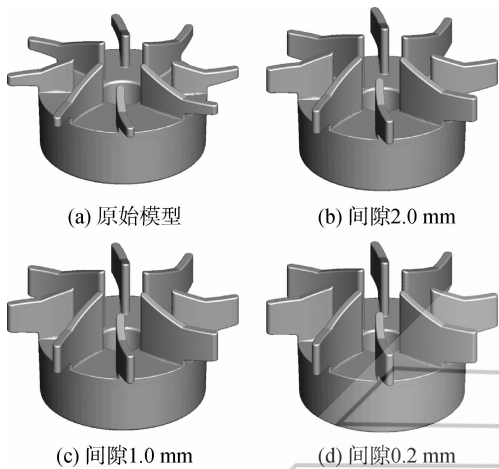


图 2 4 组不同叶顶间隙的叶轮

Fig. 2 Four groups of impeller with blade different tip clearance

入 ANSYS Fluent 生成的混合网格如图 3 所示。对原始模型进行了网格无关性检验,粗网格数为 302 万,中等网格数为 481 万,细网格数为 585 万。不同网格密度下的压升、标准溶血指数如图 4 所示,血泵中心轴线处速度型如图 5 所示。当网格密度达到中等时,已满足网格无关性要求,为了更准确的捕捉流场细节,最终采用最密的网格,对其余模型也采取同样的网格划分设置。

Mulholland、Fung 等^[21-22]对血液切应变率和黏度的关系进行了研究,结果表明当切应变的值达到一定程度时($>100/s$),血液近似为牛顿流体。上述研究结果随后被 Huang 和 Bludszuweit 等^[23-24]证实。人体血液黏度为 $0.003 \sim 0.004 \text{ Pa} \cdot \text{s}$,本文取中间值 $0.0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}$,血液密度取 1050 kg/m^3 。国内患者实际需要的血流量为 3.0 L/min ,血泵转速 3000 r/min 时可以提供足够的血压,本文选择原型血泵在流量 3.0 L/min ,转速

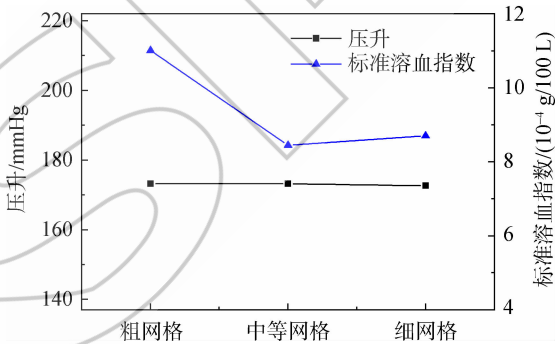


图 4 不同网格密度的压升与标准溶血指数

Fig. 4 Pressure head and normalized index of hemolysis at different grid density

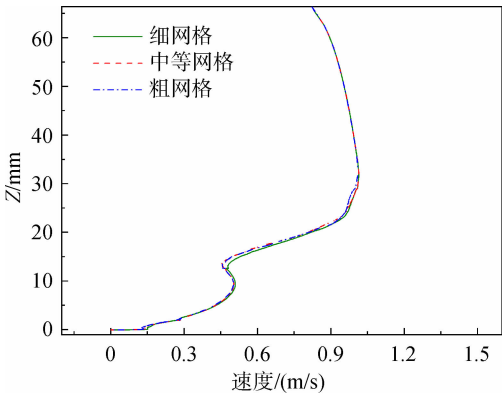


图 5 不同网格密度下血泵中心轴线处速度型

Fig. 5 Velocity distribution at the central axis of the blood pump at different grid density

3000 r/min 工况下的供压作为标准供压。边界条件选择速度入口,压力出口,不考虑重力影响。

数值计算通过商用软件 ANSYS Fluent 19.2 进行,血泵进口雷诺数 2000 以上,考虑到实际来流并非层流,且泵内雷诺数达 10^4 量级。Zhang

等^[18]对不同湍流模型的流场预测能力进行了研究,结果表明:层流模型预测结果与实验值相差较大,RSM(Reynolds stress model)模型和 RNG(renormalization group) $k-\epsilon$ 模型更为准确。因此本次计算采用 RNG $k-\epsilon$ 湍流模型,在近壁区选用增强壁面处理,通过 SIMPLEC(semi-implicit method for pressure-linked equations-consistent)算法求解压力-速度耦合方程。定常计算采用多参考系模型;非定常计算采用滑移网格模型,每旋转一周设置 240 个物理时间步,每个物理时间步内设置 40 个虚拟时间步保证收敛,非定常计算 5 周保证计算稳定。

1.3 溶血预测模型

Blackshear 等^[25]于 1965 年根据实验结果提出了溶血的幂律表示形式。Giersiepen 等^[26]基于测定血液中释放血红蛋白与总血红蛋白浓度的比值,对 Blackshear 等^[25]的数学模型进一步优化,导出了以下溶血指数的幂律表达式:

$$D = \frac{\Delta H_b}{H_b} \% = 3.62 \times 10^{-5} \tau^{2.416} t^{0.785} \tag{1}$$

式中 H_b 是血液内全部的血红蛋白浓度, ΔH_b 是释放在血清中的游离血红蛋白浓度, τ 是作用于血液的有效切应力, t 是血液在血泵内的滞留时间。

本文采用的溶血模型是由 Garon 和 Fari-nas^[27]基于双曲线型运输方程提出的一种针对三维数值仿真的快速预测溶血水平的模型。此方法不需要观测粒子、流线,计算滞留时间,从而避免了相关的问题,直接从速度场和切应力场计算标准溶血指数。双曲线型运输方程

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} + \mathbf{V} \cdot \nabla\right) D_1 = \sigma \tag{2}$$

式中 $\mathbf{V}$ 是速度矢量, σ 是单位时间溶血破坏率, D_1 是引入的沿流线可积的线性损伤

$$\sigma = (3.62 \times 10^{-7})^{1/0.785} \tau^{2.416/0.785} \tag{3}$$

$$D_1 = D^{1/0.785} \tag{4}$$

有效切应力的计算公式由 Bludszuweit^[28]提出

$$\tau = \left[\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2] \right]^{\frac{1}{2}} \tag{5}$$

式中 $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ 是正应力。血泵整体流场产生的平均线性损伤

$$\overline{D_1} = \frac{1}{Q} \int_V \sigma dV \tag{6}$$

式中 Q 为流量。通过指数换算得到人工心脏溶

血值

$$D = \overline{D_1}^{0.785} \tag{7}$$

将溶血值转化为标准溶血指数(单位时间的溶血量)

$$I_{nih} = H_b \times D \times 100 \tag{8}$$

人体最大允许标准溶血指数为 0.1 g/100 L^[29]。

2 结果和分析

2.1 水力性能分析

原型血泵在流量 3.0 L/min、转速 3000 r/min 工况下供压 173 mmHg。间隙 2.0 mm 模型达到标准供压需要 2553 r/min,间隙 1.0 mm 模型需要 2495 r/min,间隙 0.2 mm 模型需要 2458 r/min。随着叶顶间隙逐渐减小,叶片扫掠面积增加,做功能力增强,在达到标准供压条件下,所需要的转速越来越小。叶轮每旋转一周包含 4 个周期(T),1 个周期内非定常供压情况如图 6 所示,随着叶顶间隙的减小,血压波动情况会逐渐加剧。总体来看,4 种叶轮模型均能提供稳定的血压,满足患者对血压的要求。

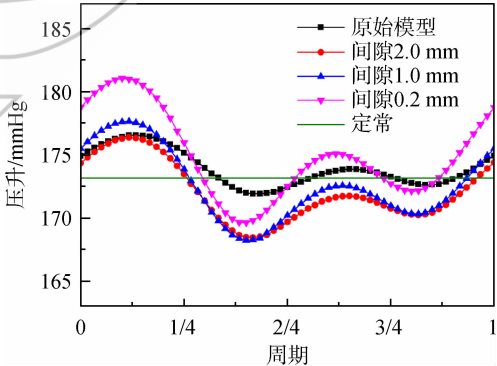


图 6 周期内不同模型的供压情况
Fig. 6 Pressure head of different impeller models in a period

采用定常和非定常数值模拟方法对不同叶顶间隙的模型进行了流场预测。半叶高截面的速度场如图 7 所示。随着叶顶间隙的减小,叶片尾缘切线速度逐渐降低,流场内速度分布更加均匀,速度梯度明显下降,有效降低了血细胞与壁面的撞击速度。研究人员普遍认同人工心脏泵流场中的旋涡区、近壁面的滞止区以及高切应力区最容易造成血小板的激活,从而形成血栓。随着叶顶间隙的减小,蜗舌下游分离区面积略有增大,一定程度上增加了形成血栓的风险。对比定常结果与非定常结果可知:定常计算会过大的预测蜗舌下游

的分离区以及蜗舌上游的低速区。无论是定常结果还是非定常结果都表明出口管内存在大尺度的分离区,造成了严重的堵塞情况,使得分离区上游的血液速度方向偏向蜗舌处,当受到蜗舌的切割作用时,在蜗舌下游产生流动分离。

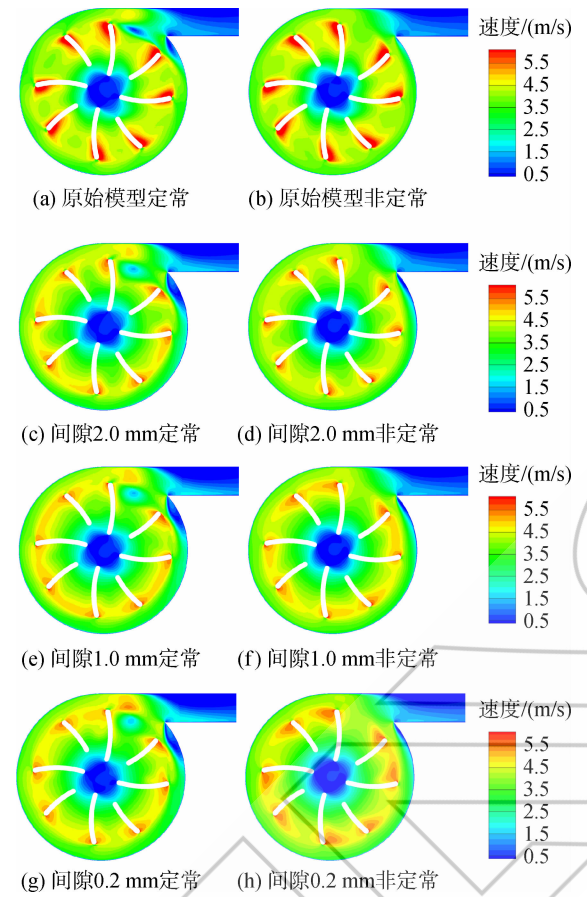


图 7 半叶高截面速度云图

Fig. 7 Velocity at mid span of impeller

血泵原型在临床应用中处于小流量工况,由于偏离设计点,液流方向与叶片安放角不一致,因而存在较大的冲击损失和二次流损失。此外受到压力梯度的影响,血泵内部容易发生大尺度的二次流和分离区,并形成不同尺寸的旋涡结构,不仅影响血泵的水力性能,还会造成严重的血液损伤。

由图 8 所示的叶片极限流线分布情况可知叶顶泄漏引起的二次流与叶根潜流是边界层内主要的二次流,也是流动损失和血液损伤的来源。叶片吸力面的叶顶泄漏是由叶顶流向叶根,而潜流的方向是由叶根流向叶顶,因此叶片吸力面存在两种二次流掺混抵消的现象。潜流的形成主要由于血液轴向流入叶片通道,而后径向偏转,因此存在离心力。受离心力作用,叶根的压力大于叶顶,在通道内产生由下而上的压力梯度。叶片压力面

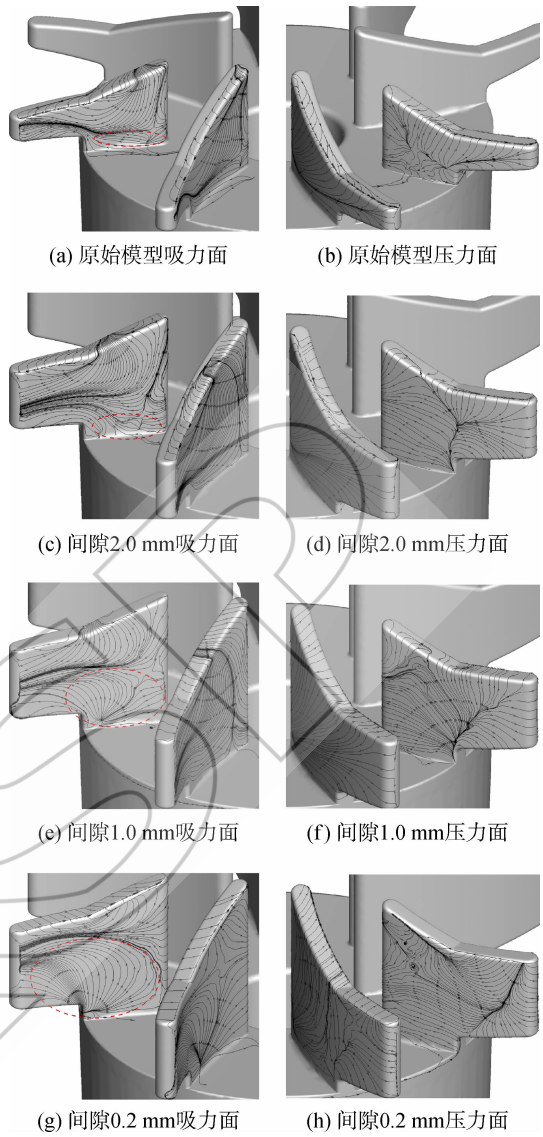


图 8 叶片极限流线图

Fig. 8 Limit streamline of blade

和吸力面边界层内的血液流速较低,所以产生的离心力小于压力梯度,因此边界层内的血液由叶根流向叶顶。原型的泄漏流能量较高,能够卷起更多的流体,因而在原型血泵叶片吸力面,泄漏流占主导地位,潜流仅存在于叶根区域。随着转速下降,叶高增加,泄漏流强度减弱,产生潜流的区域明显增大。相对于分流叶片,主流叶片的泄漏流强度更大,因此主流叶片吸力面潜流的区域明显小于分流叶片。叶片压力面由于不受泄漏流的影响,因此仅存在潜流,分流叶片的压力面还存在由于逆压梯度导致的分离区。

离心血泵内通道涡的形成原因与潜流密切相关,边界层内的血液由叶根向叶顶流动,叶片通道中央部分的血液随之补偿到叶片表面,在主流流动以及压力梯度的影响下最终形成通道涡。为分

析叶轮部分的流动细节,将血泵的叶片通道分为两个区,将主流叶片吸力面和分流叶片压力面组成的通道记为通道Ⅰ,将分流叶片吸力面和主流叶片压力面组成的通道记为通道Ⅱ。图 9 为 4 种模型半叶高截面的流线和湍动能云图,由于血泵处于小流量工况,攻角较大,分流叶片前缘产生了明显的溢流现象。随着间隙的减小,流量不变但转速下降,攻角逐渐降低,前缘溢流情况有所减弱。原型血泵叶片通道内没有明显的通道涡结构,主要是由于压力面潜流的发展还不充分,不能形成通道涡,吸力面潜流的发展也受到泄漏流的抑制作用。间隙 2.0 mm 模型通道Ⅰ内存在尺度较大且依附于压力面的通道涡,通道涡首先在通道Ⅰ内形成是由于设计分流叶片时采用了偏置设计,通道Ⅰ的周向距离较小,分流叶片前缘存在溢流导致主流强度较弱,流动抵抗扰动的能力减弱。通道涡首先依附于压力面则是由于吸力面通道涡的发展受到了泄漏流的抑制,压力面内不存在泄漏流,潜流占主导地位。当间隙减小到 0.2 mm

时,通道Ⅰ和通道Ⅱ内出现多个通道涡结构,这是因为随着叶片高度增加,泄漏流强度明显减弱,在吸力面已经不能抑制潜流的发展,通道涡影响的范围随之扩大。

由通道涡形成机制可知通道涡仅存在于血液流动方向发生较大偏转的区域,主要集中在叶片前半段,尾缘处已经不存在通道涡。通过叶中截面结果可知,湍动能较高的区域主要集中在叶片尾缘,表明间隙泄漏涡是主要的旋涡结构。主流叶片尾缘的泄漏涡强度更大,其原因是主流叶片较长,聚集了更多的血流,并且泄漏涡的发展距离也较长。叶片附近的涡量分布可以体现旋涡的影响范围。定义出口管与蜗壳过渡段圆周角(θ)为 0。对比图 10 中不同间隙的涡量分布可知,随着间隙的减小,泄漏涡强度以及影响范围明显减弱,通道涡的强度以及影响范围有所增强。通道涡属于自由涡,与间隙泄漏涡不同,不会产生强烈的旋涡耗散损失,总体来看,血泵内的旋涡强度是下降的。旋涡强度与血液损伤程度存在一定关系,但

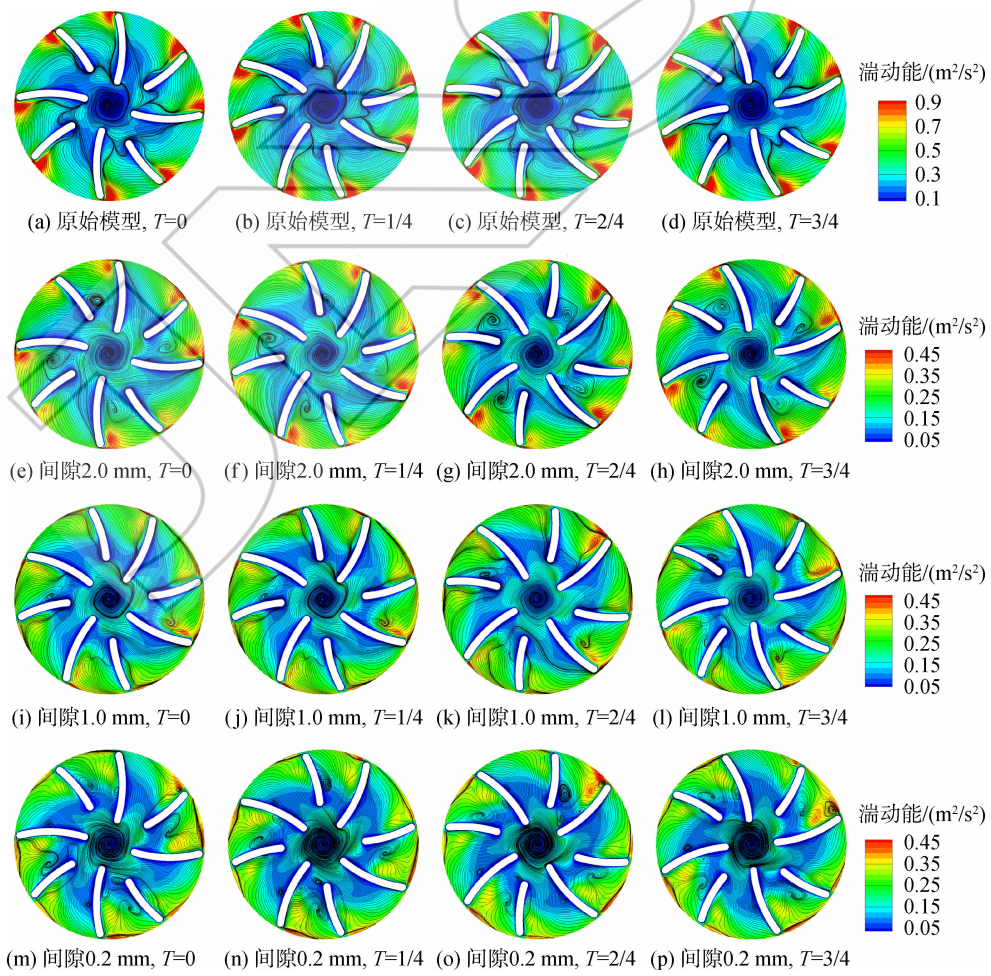


图 9 半叶高截面 4 个典型时刻的流线和湍动能云图

Fig. 9 Streamline and turbulent kinetic energy at mid span of four typical moments

旋涡强度并不是唯一决定因素,因此,即使间隙 0.2 mm 模型旋涡强度最低,但血液相容性并不是最优。

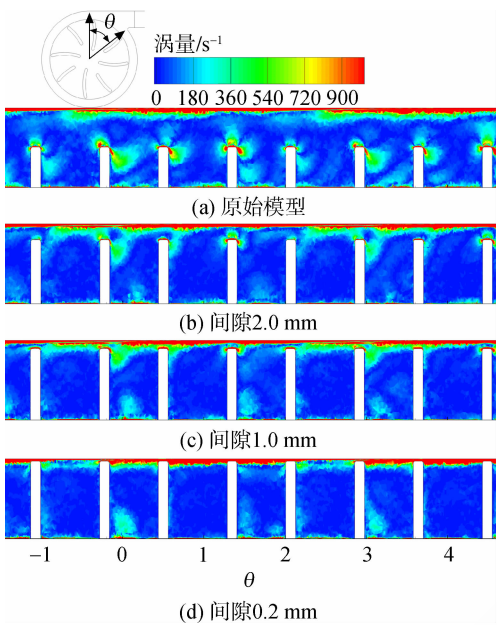


图 10 不同模型半径 0.014 m 处涡量云图
Fig. 10 Vorticity at radius 0.014 m of models

图 11 体现了等半径截面的径向速度分布情况,转速随着间隙的减小而减小,降低了血液与叶片以及蜗壳撞击速度,能够有效缓解血泵内红细胞因高速撞击而导致破碎的情况。图 11(a)表明原型血泵叶片通道内的回流区可以分为 3 类:第 1 类是由于血泵采取了大间隙的设计理念,在叶顶间隙区域的径向速度较低,抵抗下游逆压梯度的能力较弱,于是在上泵壳附近存在血液由蜗壳向叶片前缘流动的现象;第 2 类是由于叶顶间隙泄漏引起的回流区,部分血液受到叶片压力面与吸力面压力差的影响,在向下游流动的同时会越过叶顶,与吸力侧主流掺混向尾缘移动,其卷吸作用会使更多的低能流体汇入低速区,导致径向速度下降,并使得泄漏涡的影响范围逐渐增大,其中仍处于叶片通道内的部分血液尚能保证一定的径向速度,但处于叶片通道上侧的部分血液,由于不受叶片的限制,在逆压梯度较大的情况下,产生了回流;第 3 类回流区产生在分流叶片压力侧,主要存在于通道涡形成的区域。原型血泵叶顶间隙较大,但是由于原型泵的转速较高,泄漏涡强度大,影响的范围也大,第 1 类与第 2 类回流区互相影响,因此在叶顶间隙内产生了更大范围的低速区。随着间隙减小,叶片转速下降,第 2 类回流区

面积减小,叶片高度的增加限制了叶顶间隙区域内血液的不规则流动,因此第 1 类回流区的面积也逐渐降低。间隙减小以后,第 1 类与第 2 类回流区不再有明显的区分。由上文的分析可知,间隙减小导致通道涡影响范围扩大,此时第 3 类回流区不仅仅存在于分流叶片的压力面,同样出现在主流叶片与分流叶片的吸力面以及叶轮永磁体部件的上表面,对应通道涡形成的位置。

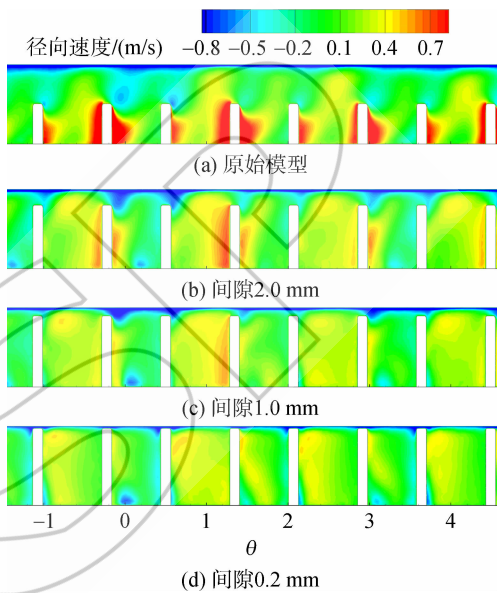


图 11 不同模型半径 0.014 m 处径向速度云图
Fig. 11 Radial velocity at radius 0.014 m of models

2.2 血液相容性分析

一个周期内的非定常标准溶血指数如图 12 所示。原型血泵的标准溶血指数最高,其次是间隙 2.0 mm 模型以及间隙 0.2 mm 模型,最低的是间隙 1.0 mm 模型。非定常标准溶血指数变化曲线体现出当叶轮转动到不同位置时,血泵会造成不同程度的溶血,标准溶血指数波动幅度小于 7%。原型血泵的主流叶片尾迹扫过蜗舌时,转静干涉作用造成严重的溶血,但随着间隙逐渐减小,分流叶片扫过蜗舌时会比主流叶片造成更严重的溶血。随着叶顶间隙的减小,标准溶血指数波动幅度也随之减小。

图 13 所示为定常标准溶血指数以及非定常溶血平均值随间隙变化图,对比非定常溶血平均值与定常标准溶血指数可知,定常计算往往会过低的预测标准溶血指数,误差小于约 5%,间隙 0.2 mm 模型误差最小,定常结果与非定常平均结果基本吻合。图 14 所示为流场内最大切应力随间隙变化而变化的情况,定常计算与非定常计算

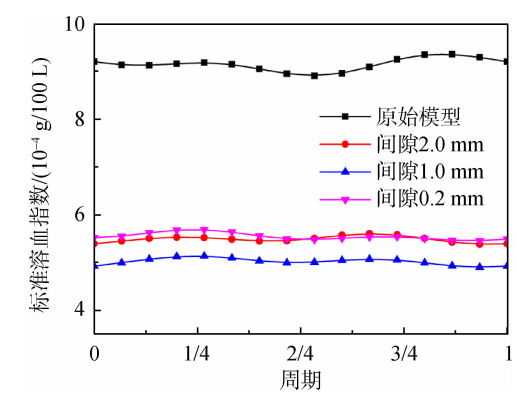


图 12 不同模型的瞬时标准溶血指数

Fig. 12 Transient normalized index of hemolysis of models

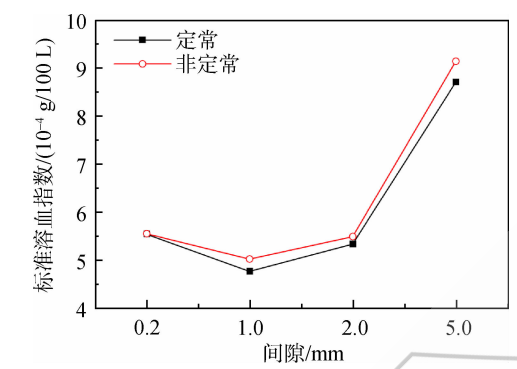


图 13 不同模型的平均标准溶血指数

Fig. 13 Mean normalized index of hemolysis of models

结果较为吻合。随着叶顶间隙逐渐减小,叶轮转速下降,叶片尾缘由于高速旋转造成的切应力逐渐减小,但叶顶间隙过小导致间隙内的速度梯度过大,形成了较高的切应力,因此标准溶血指数和最高切应力值都随间隙的减小呈显著的单峰变化趋势。相对于原型,间隙 1.0 mm 模型降低了 45% 的溶血,有效提升了血泵的抗溶血性能。

图 15 所示为流入叶轮侧壁与泵壳下壁面狭缝的血流量随叶顶间隙减小的变化趋势,定常计

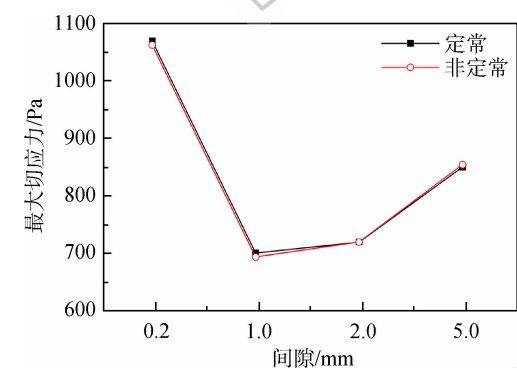


图 14 不同模型的最大标量切应力

Fig. 14 Max scalar stress of models

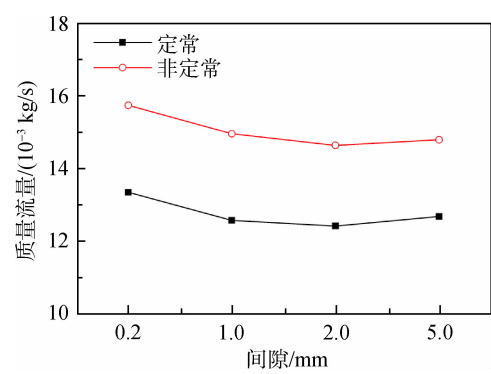


图 15 狭缝内质量流量

Fig. 15 Mass flow rate in the gap

算与非定常计算相差较大,但变化趋势相同。随着间隙的减小,流入狭缝的血流量先略有减少后增加。当间隙小于等于 1.0 mm,狭缝血流量已经大于原型血泵。这表明小叶顶间隙设计对狭缝区域的冲洗效果较好。相较于原型,间隙 1.0 mm 模型提升了血泵狭缝内的抗血栓性能。

叶轮侧壁与泵壳下壁面之间狭缝内的流动为典型的 Taylor-Couette 流动。狭缝内截线(L)的几何位置如图 16 所示。侧边狭缝内截线的垂直速度(V_z)分布、底层狭缝截线的 X 方向速度(V_x)、 Y 方向速度(V_y)分布如图 17 所示。在侧边狭缝,受压力梯度的影响,流动由上而下对狭缝区域进行冲洗,由于压力梯度较小,垂流动速度较低,血液滞留时间长,容易形成血栓。由图 17(a)至图 17(d)可以看出,原型血泵侧边狭缝垂直速度分布不均匀性较强,在出口上游截线(L_{z1} 、

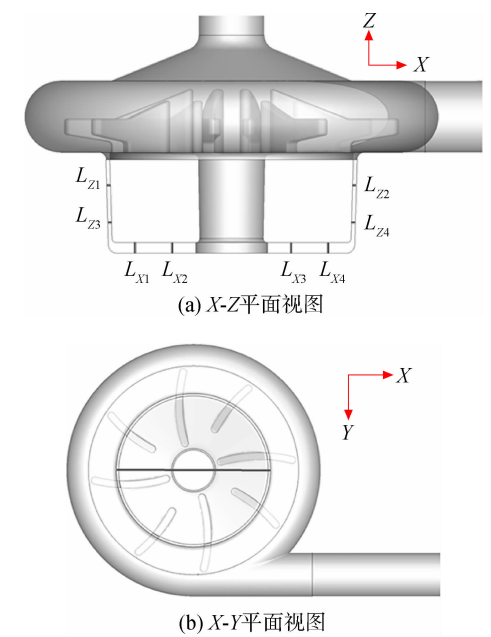


图 16 狭缝内截线位置

Fig. 16 Distribution of transversals in the gap

L_{Z3})垂直速度较大,出口下游截线(L_{Z2} 、 L_{Z4})垂直速度较小,所以原型血泵在出口下游更容易形成血栓。减小叶顶间隙后,虽然在出口上游的垂直速度略低于原型,但改善了垂直速度分布的不均匀性,在出口下游的垂直速度大于原型。因此,减小间隙可以降低 Taylor-Couette 区域发生血栓的风险。

如图 17(e)至图 17(l)所示,底层狭缝的流动可以分为 3 层,中心层内的离心力由压力梯度平衡,流体无加速度;接近下壁面时,由于壁面无滑

移条件,流速较低,而压力梯度保持不变,流体有向内的加速度,所以下壁面速度型向内凹。上壁面的流动情况与下壁面相反,血液随叶轮转动,离心力较大,流动向外加速,并且半径越大,加速度越大,速度型外凸越明显。在底层狭缝内,上层加速度向外,下层加速度向内的流动结构会在侧边狭缝与底层狭缝的拐角处诱导产生旋涡,此处是产生比较严重的血液损伤的区域。相较于原型,间隙较小的模型的转速更低,离心力与压力梯度都略小一些,底层狭缝内的速度型更加平缓,对血

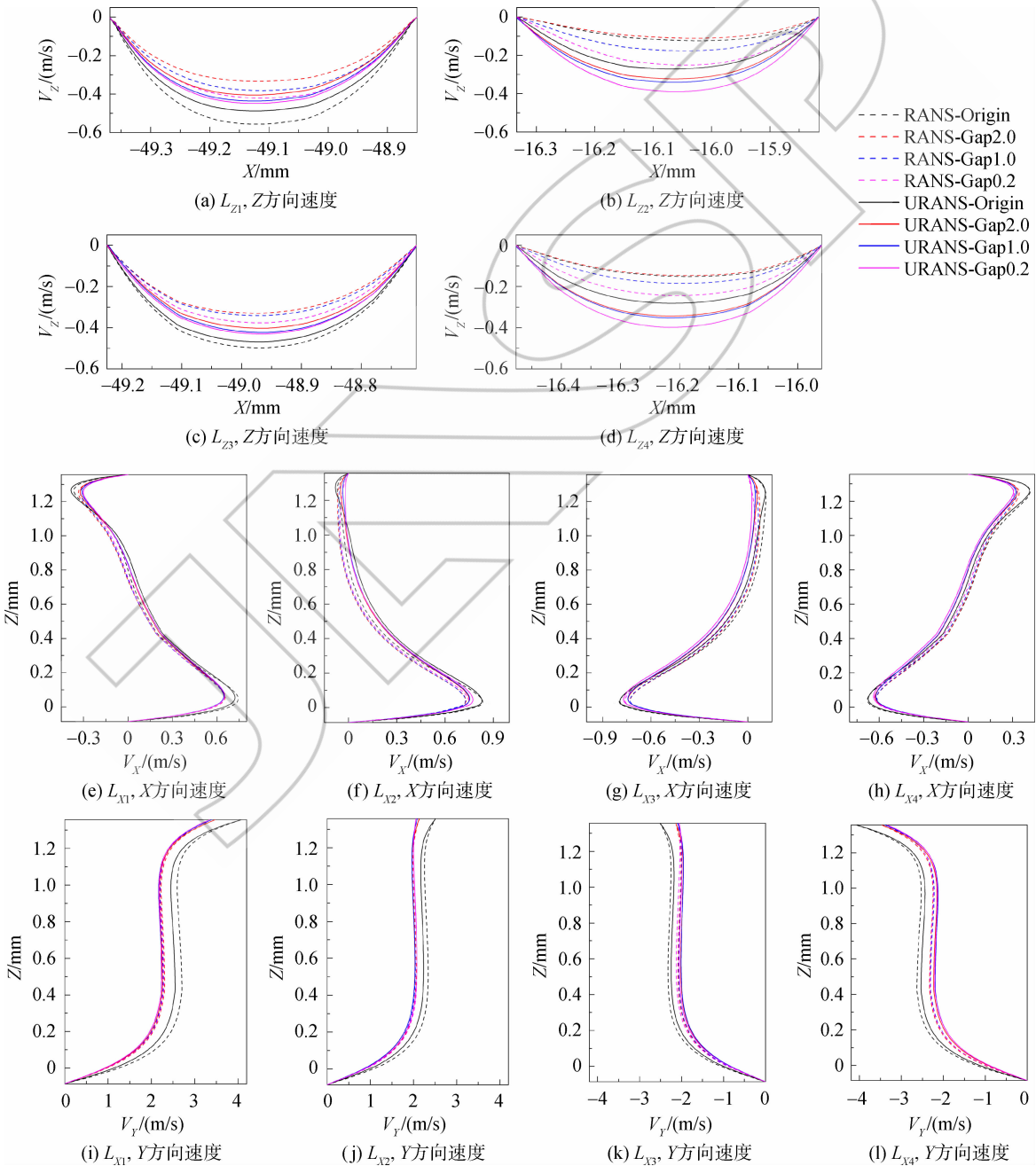


图 17 不同截线的速度分布

Fig. 17 Velocity distribution of transversals

液的损伤也会更弱。

对比定常结果与非定常结果可知:在侧边狭缝,定常计算过大的预测了出口上游一侧由叶顶间隙变化引起的垂直速度差,过小的预测了出口下游的垂直速度;在底层狭缝内,过小的预测了 X 方向速度,过大的预测了 Y 方向速度。综上所述,减小叶顶间隙有利于提高在狭缝内的抗血栓性能。

3 结 论

本文采用定常和非定常计算方法系统研究了离心血泵在供压 173 mmHg 时,4 组叶顶间隙分别为 5.0、2.0、1.0 mm 和 0.2 mm(对应转速分别为 3000、2553、2495 r/min 和 2458 r/min)情况下的血流动力学特性和血液相容性,分析了流场速度、湍动能、最大标量切应力以及标准溶血指数等在不同叶顶间隙下的分布变化情况。主要结论如下:

1) 出口管以及蜗舌下游存在分离区,血液在分离区内滞留时间较长,血小板激活形成血栓的风险较高,分离区尺寸对叶顶间隙的变化不敏感。叶片尾缘的泄漏涡是血泵内最主要的旋涡结构,不但会影响水力性能,还会导致严重的血液损伤,随着间隙的减小,泄漏涡强度逐渐降低,提升了血泵的水力性能与血液相容性,但旋涡的强弱并不能完全体现血液损伤的情况。

2) 随着叶顶间隙的减小,标准溶血指数与最大标量切应力均呈显著的单峰变化趋势。间隙 1.0 mm 模型的抗溶血性能最好,相对于原型降低了 45% 的溶血,并提升了在叶轮侧壁与泵壳下壁面之间的狭缝内的冲洗效果,有效降低了此区域形成血栓的风险。

3) 定常方法对于宏观水力性能的预测较为准确,但是对流场细节的捕捉能力较差,特别是在蜗壳出口区域以及狭缝区域,定常结果与非定常结果相差较大。此外,定常结果倾向于过小的预测溶血,瞬时标准溶血指数随叶轮转动呈周期性变化,波动幅度小于 7%,其平均值与定常结果相差在 5% 以内。因此在血泵的数值模拟研究中,采用非定常计算可以更加准确的预测血泵内的复杂流动。

参考文献:

[1] 胡盛寿,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告 2018》概要[J].中国循环杂志,2019,34(3):209-220.

HU Shengshou,GAO Runlin,LIU Lisheng,et al. Summary of the 2018 report on cardiovascular diseases in china [J]. Chinese Circulation Journal,2019,34(3):209-220. (in Chinese)

[2] 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 Wenfang,WU Bing. The history and research progress of artificial heart [J]. China Medical Equipment, 2008,5(3):55-58. (in Chinese)

[3] ALISON L M,YURI B,CHRISTOPHER C L,et al. Recent ad-vances in computational methodology for simulation of mechanical circulatory assist devices[J]. Wiley Inter-Disciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine, 2014,6(2):169-188.

[4] MORALES D L,GUNTER K S,FRASER C D. Pediatric mechanical circulatory support[J]. International Journal of Artificial Organs,2006,29(10):920-937.

[5] 高洁,李建朝,程兆云,等.体外膜氧合辅助 9 例危重型新型冠状病毒肺炎患者疗效分析[J].中国体外循环杂志,2020,18(4):203-207.

GAO Jie,LI Jianchao,CHENG Zhaoyun,et al. Clinical analysis of COVID-19 patients supported by extracorporeal membrane oxygenation treatment[J]. Chinese Journal of Extracorporeal Circulation,2020,18(4):203-207. (in Chinese)

[6] 马纪梅.人工心脏的经皮传能系统的研究[D].天津:河北工业大学,2011.

MA Jimei. Transcutaneous energy transmission system for artificial heart[D]. Tianjin:Hebei University of Technology,2011. (in Chinese)

[7] LIU Yangwei,YAN Hao,LU Lipeng,et al. Investigation of vortical structures and turbulence characteristics in corner separation in a linear compressor cascade using DDES [J]. ASME Journal of Fluids Engineering,2017,139(2): 021107. 1-021107. 14.

[8] LIU Yangwei,ZHONG Luyang,LU Lipeng. Comparison of DDES and URANS for unsteady tip leakage flow in an axial compressor rotor[J]. ASME Journal of Fluids Engineering,2019,141(12):121405. 1-121405. 13.

[9] 云忠.血液机械损伤机理及高速螺旋血泵结构优化研究 [D].长沙:中南大学,2007.

YUN Zhong. Research on the mechanical injure principle of blood and on the structure optimization of the high-speed spiral blood pump[D]. Changsha:Central South University,2007. (in Chinese)

[10] 云忠,谭建平.基于血液剪切损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析[J].中山大学学报(自然科学版),2008,47(1): 47-50.

YUN Zhong,TAN Jianping. Simulation analysis of the high-speed spiral blood pump based on the shear injure principle of blood[J]. ACTA Scientiarum Naturalium Universitatis Sunyatseni,2008,47(1):47-50. (in Chinese)

[11] 云忠,石芬,向闯,等.混流血泵血液压差损伤机理分析及

- 仿真[J]. 机械设计与研究, 2010, 26(3): 29-32, 48.
- YUN Zhong, SHI Fen, XIANG Chuang, et al. Study on the injury principle of the blood pressure difference in the mixed blood pump and its simulation analysis[J]. Machine Design and Research, 2010, 26(3): 29-32, 48. (in Chinese)
- [12] 云忠, 谭建平, 龚中良. 轴流血泵叶轮结构 CFD 仿真优化研究[J]. 机械设计, 2006, 23(10): 6-9.
- YUN Zhong, TAN Jianping, GONG Zhongliang. Research of CFD simulative optimization on impeller structure of axial blood pump[J]. Journal of Machine Design, 2006, 23(10): 6-9. (in Chinese)
- [13] 李卫东. 离心式人工心脏泵血流动力学特性分析与优化研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2016.
- LI Weidong. Hemodynamic performance analysis and optimization study on centrifugal artificial heart pump[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2016. (in Chinese)
- [14] 展昭, 张岩, 桂幸民. 某轴流式血液泵的试验与改进设计[J]. 航空动力学报, 2008, 23(6): 1061-1066.
- ZHAN Zhao, ZHANG Yan, GUI Xingmin. Experiment and design improvement of an axial flow blood pump[J]. Journal of Aerospace Power, 2008, 23(6): 1061-1066. (in Chinese)
- [15] 杨晓琛, 张岩, 桂幸民. 叶轮式辅助心脏泵装置优化设计[J]. 航空动力学报, 2011, 26(6): 1370-1376.
- YANG Xiaochen, ZHANG Yan, GUI Xingmin. Optimization and design of an impeller assist heart pump device[J]. Journal of Aerospace Power, 2011, 26(6): 1370-1376. (in Chinese)
- [16] 张岩, 薛嵩, 桂幸民, 等. 运用三维数值模拟对人工心脏轴流血泵的设计和改进[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(1): 35-41.
- ZHANG Yan, XUE Song, GUI Xingmin, et al. Digital simulation to the development of axial blood pump for artificial heart[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(1): 35-41. (in Chinese)
- [17] GELLMAN B, DASSE K A, GILBERT R J, et al. Computational and experimental evaluation of the fluid dynamics and hemocompatibility of the centrimag blood pump[J]. Artificial Organs, 2006, 30(3): 168-177.
- [18] ZHANG J F, ZHANG P, KATHARINE H, et al. Comparison and experimental validation of fluid dynamic numerical models for a clinical ventricular assist device[J]. Artificial Organs, 2013, 37(4): 380-389.
- [19] GHISTA D N, KABINEJADIAN F. Coronary artery bypass grafting hemodynamics and anastomosis design: a biomedical engineering review[J]. BioMedical Engineering OnLine, 2013, 12(1): 1-28.
- [20] LIU G M, JIN D H, JIANG X H, et al. Numerical and in vitro experimental investigation of the hemolytic performance at the off-design point of an axial ventricular assist pump[J]. ASAIO Journal, 2016, 62(6): 657-665.
- [21] 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.
- [22] FUNG Y C, SKALAK R. Biomechanics: mechanical properties of living tissues[M]. Berlin: Springer-Verlag, 1981.
- [23] HUANG C R, FABISIAK W. A rheological equation characterizing both the time dependent and the steady state viscosity of whole human blood[J]. American Institute of Chemical Engineers (Symposium Series), 1978, 74(1): 19-21.
- [24] BLUDSZUWEIT C. Model for a general mechanical blood damage prediction[J]. Artificial Organs, 1995, 19(7): 583-589.
- [25] BLACKSHEAR P L, DORMAN F D, STELNBACH J H. Some mechanical effects that influence hemolysis[J]. Transactions-American Society for Artificial Internal Organs, 1965, 11: 112-117.
- [26] GIERSEPEN 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.
- [27] GARON A, FARINAS M I. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation[J]. Artificial Organs, 2004, 28(11): 1016-1025.
- [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] OLSEN D B. The history of continuous-flow blood pumps[J]. Artificial Organs, 2000, 24(6): 401-404.

(编辑: 张 雪)