

医工结合研究专题

心脏泵悬浮支承结构优化及抗溶血性能分析

黄 河^{1,2}, 刘 浩², 曹倩倩², 李建平³, 任 锐¹

(1. 浙江理工大学 机械与自动控制学院, 浙江 杭州, 310018;

2. 嘉兴学院 信息科学与工程学院, 浙江 嘉兴, 314001; 3. 浙江师范大学 工学院, 浙江 金华, 321004)

摘 要: 目的 优化心脏泵的支承结构, 以期增加悬浮力和减少溶血。方法 设计新型离心式心脏泵的悬浮支承结构, 在导流锥附近设计扇形开孔, 在悬浮轴承底部设计辅助叶片, 并通过计算流体动力学方法比较改进结构前后心脏泵的悬浮力和抗溶血性能。结果 改进后心脏泵进出口压差值随流量增大而减小, 且随叶轮转速提高而增大, 与心脏泵在流体中流量压差情况相同, 心脏泵的压差值在允许范围内。叶轮内血液最大速度低于溶血易发生速度(6 m/s), 结构改进具有可行性。改进后, 叶轮上下表面的压差随着流量的增大而减小, 轴向方向向上的悬浮力增大, 叶轮受到的悬浮力增加, 悬浮性能得到改善; 在液力轴承悬浮间隙处, 流体平均流速提升, 心脏泵底部区域的剪切应力最大值与高剪切应力区域占比均相对降低; 液力轴承悬浮间隙处和底部区域溶血减少, 改进结构后的心脏泵溶血指数相较于改进前降低了12%。结论 优化后的心脏泵悬浮性能得到改善, 且溶血指数降低。改进的悬浮结构也可应用于其他离心式心脏泵, 其在增加心脏泵悬浮力与减少悬浮轴承间隙处溶血方面具有实际价值。

关键词: 离心式心脏泵; 悬浮支承; 悬浮间隙; 溶血指数; 悬浮力

中图分类号: TH 789; TH 311 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-2353(2022)24-001-06 **DOI:** 10.7619/jcmp.20222658

Optimization of suspension support structure of cardiac pump and analysis of anti-hemolysis function

HUANG He^{1,2}, LIU Hao², CAO Qianqian², LI Jianping³, REN Kun¹

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou, Zhejiang, 310018; 2. School of Information Science and Engineering, Jiaxing University, Jiaxing, Zhejiang, 314001; 3. School of Engineering, Zhejiang Normal University, Jinhua, Zhejiang, 321004)

Abstract: **Objective** To optimize the supporting structure of the heart to increase the suspension force and reduce hemolysis. **Methods** The suspension support structure of a new centrifugal heart pump was designed, the fan-shaped opening was designed near the diversion cone and the auxiliary blade was designed at the bottom of the suspension bearing. The suspension force and hemolysis performance of the heart pump before and after optimization were compared by using the computational fluid dynamics method. **Results** After improvement, the inlet and outlet pressure difference of the heart pump decreased with the increase of the flow rate, and increased with the increase of the impeller speed. It was the same as the flow pressure difference of the heart pump in the fluid, and the pressure difference of the heart pump was within the allowable range. The maximum blood velocity in the impeller was less than the rate of hemolysis (6 m/s). Structural improvement was feasible. The pressure difference between the upper and lower surfaces of the impeller decreased with the increase of flow rate, and the axial upward suspension force increased, the suspension force of the impeller increased, and the suspension performance was improved. At the suspension gap of the hydraulic bearing, the average fluid velocity increased, the maximum shear stress and the proportion of high shear stress in the bottom region of the heart pump were relatively reduced, and the hemolysis indexes at the suspension gap and the bottom region of the hydraulic bearing was decreased, and the hemolysis indexes

收稿日期: 2022-08-26

基金项目: 国家自然科学基金项目(52105564)

通信作者: 曹倩倩, E-mail: qqcao@zjxu.edu.cn

of the heart pump was reduced by 12% after the improved structure compared with that before the improvement. **Conclusion** The suspension performance of the optimized heart pump is improved and the hemolysis indexes are reduced. The improved suspension structure can also be applied to other centrifugal heart pumps, which has practical value in increasing the suspension force of the heart pump and reducing hemolysis in the suspension bearing clearance.

Key words: centrifugal heart pump; suspension bearing; suspend gap; hemolysis indexes; suspension force

近年来,心血管疾病的发生率呈逐年上升趋势,且心血管疾病死亡居中国城乡居民总死亡原因的首位^[1]。心脏移植是相对有效的心血管疾病治疗方式,但存在匹配难度大、心脏供体少等问题^[2]。目前,临床医师大多采用人工心脏泵替代受损心脏的方案治疗心血管疾病患者,经多年研究,人工心脏泵技术已从第 1 代仿真心脏泵发展为第 2 代轴流式心脏泵和目前使用较多的第 3 代悬浮式心脏泵^[3-4]。近年来,众多国内外研究人员从叶轮与泵壳在流场中的关系等方面入手,探讨不同心脏泵与壳体之间尺寸对人工心脏泵抗溶血性能的影响,但关于悬浮支承结构与液力轴承悬浮间隙处的研究则较少见。本研究设计了一种新型离心式心脏泵的悬浮支承结构,以期增加悬浮力和减少溶血,现报告如下。

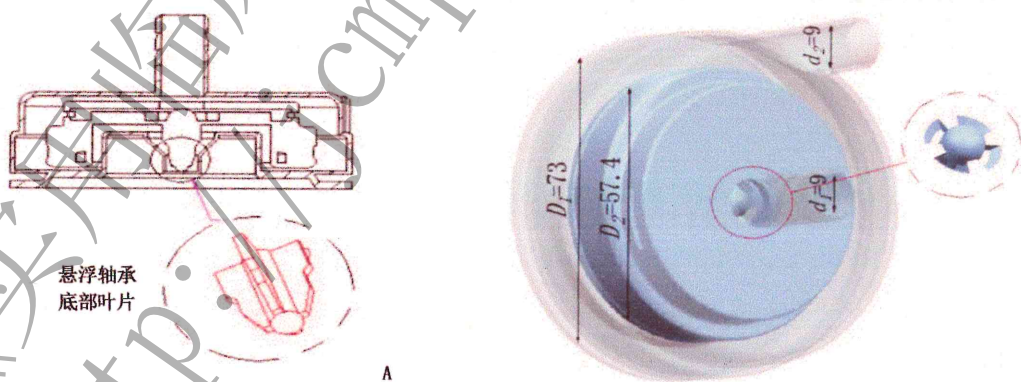
1 资料与方法

1.1 心脏泵三维模型及网格划分

本研究对已有的离心式心脏泵结构进行研究

后,设计出一种新型悬浮支承结构的离心式人工心脏泵。对心脏泵结构进行三维建模,提取和切分泵内流场区域,新型结构的悬浮轴承底部设计了 4 个小叶片,通过叶轮旋转带动底部小叶片转动,见图 1。心脏泵中,叶轮的入口直径 d_1 为 9 mm,出口直径 d_2 为 9 mm;于导流锥附近设计扇形开孔,使血液能够流入叶轮底部;叶片结构采用直叶片,叶片出口宽度为 3 mm,厚度为 3 mm。与传统泵壳相比,新型结构泵壳从结构方面进行了改进,即考虑到叶轮底部增加辅助叶片的设计,在泵壳底部设计了 V 型槽。设计底部轴承与开孔的目的是使叶轮上下表面形成压力差,减小心脏泵所需的悬浮力,更好地促进底部间隙处血液流动,进而减小血液滞留区,提升抗溶血性能。

对各部分流域表面进行网格划分,为了促进充分发展流动,将模型划分为入口、蜗壳、叶轮、出口 4 个部分。本研究的物理模型流体入口及出口较为规则,且入口段包含流体湍流发展段,因此进



A: 剖面示意图; B: 三维结构示意图(D_1 、 D_2 、 d_1 、 d_2 单位均为 mm)。

图 1 心脏泵示意图

行混合网格划分,并采用高质量的结构化网格强化模型出入口的计算。鉴于贴壁处流体动量交换及质点脉动的剧烈性,严格计算各流动区域壁面首层网格高度,以确保底层网格处黏滞力计算准确。在结构网格与非结构网格交界处进行过渡加密,确保网格形式变动时各离散点上的值不发生

突变;对于非结构网格部分,在贴壁处及叶轮处设置 3~5 层边界层,保证后续动网格计算的准确性,同时起到优化计算收敛的效果。模型的网格划分单元数为 397 万,最小网格质量为 0.35,见图 2(出口部分网格见右侧小图,并进行网格无关性验证)。

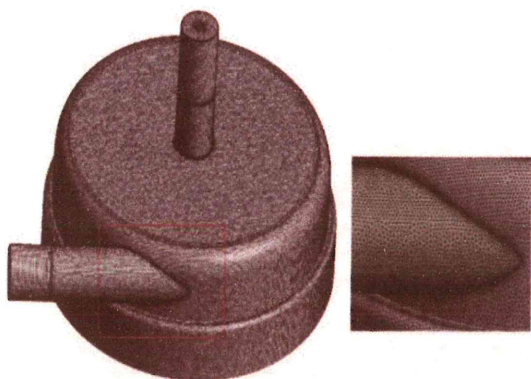


图2 模型网格划分

1.2 控制方程与计算方法

心脏泵内的血液流动服从流体动力学的基本方程,基于单相牛顿流体模型,连续性方程如下:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho V) = 0 \quad (1)$$

式中, ρ 表示流体的密度, V 表示速度向量。沿不同方向的动量方程如下:

$$\frac{\partial(\rho\mu)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\mu V) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \quad (2-1)$$

$$\frac{\partial(\rho\nu)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\nu V) = \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \quad (2-2)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho w V) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + \rho g \quad (2-3)$$

式中, μ, ν, w 表示速度分量, g 表示重力加速度。应力张量 τ 为对称张量,分量形式如下:

$$\tau_{xx} = -\frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot V) + 2\mu\frac{\partial \mu}{\partial x} \quad (3-1)$$

$$\tau_{yy} = -\frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot V) + 2\mu\frac{\partial \nu}{\partial y} \quad (3-2)$$

$$\tau_{zz} = -\frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot V) + 2\mu\frac{\partial w}{\partial z} \quad (3-3)$$

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu\left(\frac{\partial \nu}{\partial x} + \frac{\partial \mu}{\partial y}\right) \quad (3-4)$$

$$\tau_{xz} = \tau_{zx} = \mu\left(\frac{\partial \mu}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}\right) \quad (3-5)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{zy} = \mu\left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial \nu}{\partial z}\right) \quad (3-6)$$

式中, μ 表示血液的动力黏度。

湍流的计算需要选用合适的湍流模型,本研究选用了 $\kappa\text{-}\omega$ SST 模型,该湍流模型是一种用于求解雷诺平均 Navier-Stokes 方程中涡流黏度的双方程模型。该模型应用于心脏泵的效果较好,因

为其可将近壁区的标准低雷诺数 $\kappa\text{-}\omega$ 模型与远场的高雷诺数 $\kappa\text{-}\omega$ 模型相结合。计算过程中,将叶轮定义为旋转区域,将固体壁面定义为无滑移,旋转区域与静止区域的交界面采用滑移网格计算。

将划分完成的网格模型导入仿真软件 Fluent 中,流体介质为血液,将血液近似看作牛顿流体,血液的密度 $\rho = 1\,056\text{ kg/m}^3$, 动力黏度 $\mu = 0.003\,5\text{ Pa}\cdot\text{s}$ 。入口设置为速度边界条件,入口速度(换算)范围为 $1.05 \sim 2.09\text{ m/s}$, 湍流强度为 5%。出口边界为自由出流。叶轮表面设置为旋转壁面,其余固定壁面均设置为无滑移边界。为了使流体能够顺利通过流域之间的接触面,各流域接触表面需要设置交互面。选择 SIMPLE 算法作为压强速度关联算法,离散格式选择二阶迎风格式,最后进行求解计算。

1.3 溶血计算模型

离心式心脏泵流场中会产生很高的非生理性剪切应力,由此导致的溶血问题一直是心脏泵研究人员关注的焦点。传统的溶血预测模型基于库特流剪切装置的体外溶血数据,其认为溶血量与有效剪切应力和暴露时间 t 呈指数关系,具体关系如下:

$$HI(\%) = \frac{hb}{Hb} \times 100 = C\tau_e^\alpha t^\beta \quad (4)$$

式中, HI 表示溶血指数; τ_e 表示有效剪切应力; Hb 表示血红蛋白的总浓度; hb 表示溶血导致血浆中游离血红蛋白的增加量; C, α, β 为经验常数,通过多次实验数据拟合得出。该幂定律模型最早由 GIERSEPEN M 等^[5] 提出,通过实验数据得到常数值 $C = 3.62 \times 10^{-5}$, $\alpha = 2.416$, $\beta = 0.785$ 。HEUSER G 等^[6] 利用库叶特黏度计进行实验,剪切应力为 $40 \sim 700\text{ Pa}$, 暴露时间为 $0.003\,4 \sim 0.600\,0\text{ s}$, 对数据进行处理后得到常数值 $C = 1.8 \times 10^{-6}$, $\alpha = 1.991$, $\beta = 0.765$ 。该条件下的参数在既往研究过程中已被多次证明更符合实际流场中情况^[7], 本研究采用该组参数值进行计算。剪切应力的表达式为^[8]:

$$\tau_e = \left[\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj} + \sum \tau_{ij}^2) \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

结合公式(4)与公式(5)计算血泵的溶血指数值,从而衡量血泵的抗溶血性能。

1.4 观察指标

心脏泵使用过程中仍然存在溶血和血栓现象,溶血是指血液中红细胞的细胞膜受到破坏后

血红蛋白游离到血清中的现象^[9], 血栓是指血小板被激活后沉淀在血液接触面上的现象。由于悬浮过程中液力轴承悬浮间隙较小, 该区域血液流速较慢, 剪切应力较大, 容易出现溶血和血栓现象^[10]。本研究主要观察心脏泵的悬浮性能与抗溶血性能, 溶血主要受剪切应力和暴露时间的影响, 因此需通过计算流体动力学方法对心脏泵的悬浮性能与悬浮轴承间隙处速度、压力等参数进行分析。将改进结构(改进后)与未改进的参照结构(改进前)进行比较, 验证改进结构对心脏泵悬浮性能和抗溶血性能的影响。

2 结果

2.1 心脏泵的水力性能分析

改进后, 心脏泵在血液中的流量压差关系见图 3。本研究仅对与心脏泵实际情况接近的 4~8 L/min 流量进行仿真, 仿真结果显示, 心脏泵出入口压差值随流量增大而减小, 且随叶轮转速提高而增大, 与心脏泵在流体中流量压差情况相同, 改进后心脏泵的压差值在允许范围内, 提示结构改进具有可行性。取转速 2 500 转/min、流量 6 L/min 作为心脏泵的标准工况, 进行后续仿真分析与心脏泵悬浮性能和抗溶血性能的研究。

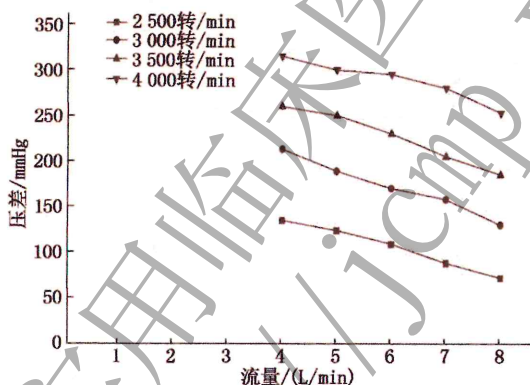


图 3 改进后心脏泵血液中流量压差

2.2 心脏泵的受力与悬浮性能分析

为更好地研究人工心脏泵的支承结构与悬浮性能, 本研究对心脏泵受力情况进行分析(因本研究着重于平衡轴向力, 故仅对轴向力进行分析)。心脏泵叶轮整体受力分析结果见图 4: F_1 为叶轮的重力, 方向沿轴向竖直向下; F_2 是在叶轮旋转过程中, 由于叶轮和壳体面的血压不均匀且血泵入口处存在血液冲击作用而产生, F_2 过大将使心脏泵转子撞击泵壳, 甚至导致心脏泵失效; F_3 是由液力轴承产生的悬浮力, 上述轴向力 F_1 与 F_2

均不利于叶轮在泵腔中悬浮, 故在心脏泵轴向方向设置液力轴承, 为转子提供轴向方向的被动悬浮力; F_4 是由叶轮产生的升力, 升力方向向上。

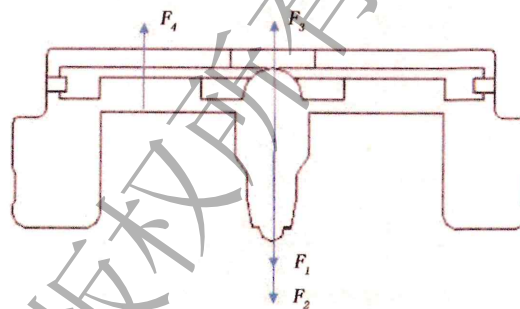


图 4 心脏泵受力分析图

改进结构前后 2 500 转/min 工况时叶轮上下表面压差值见表 1。结果显示, 叶轮上下表面的压差值随着流量的增大而减小, 改进结构后叶轮底部上下表面的压差值明显增大, 轴向方向向上的悬浮力增大。由此提示, 改进后的支承结构能够有效减小心脏泵在旋转时所需的悬浮力。

表 1 改进结构前后叶轮上下表面压差值 mmHg

时点	流量		
	5 L/min	6 L/min	7 L/min
改进结构前	8.3	5.5	3.5
改进结构后	21.2	18.5	16.3

2.3 心脏泵的流场与溶血分析

提取心脏泵流场流线图, 改进后, 叶轮与蜗壳间隙处流体流速提升, 血液在心脏泵中暴露时间减少, 有利于减小心脏泵叶轮与蜗壳间隙的血液滞留区, 心脏泵整体区域没有局部漩涡与流动停滞区, 见图 5。提取心脏泵叶片处流线图, 改进后, 叶轮中心开孔处速度提升, 且流体可沿开孔后流道进入叶轮底部, 叶片顶端速度相较改进前有所提升, 见图 6。由此表明, 改进后, 血液在心脏泵中流速加快, 暴露时间减少, 血液滞留区减小。

分析改进前后的中心截面速度云图, 并对液力轴承悬浮间隙处进行放大, 结果显示, 速度较低的区域主要集中在轴承底部, 此处易产生血液停滞区, 需着重关注。相较于改进前, 改进后轴承底部速度有所提升, 底部区域速度的最高值和平均值均提高, 底部区域血液流动加快, 停滞区面积减小, 可有效改善轴承底部的溶血情况。见图 7。

为了进一步验证改进后心脏泵液力轴承悬浮间隙处的抗溶血性能, 本研究分析了轴承底部区域压力云图, 见图 8。改进后, 心脏泵底部区域压力有所减小, 压强较高的区域占比明显降低, 叶片

顶端压力最大值减小,有利于减少心脏泵中血液产生回流与剪切力。改进后底部区域血液所受压

力与剪切力减小,进一步验证了改进后心脏泵可有效减少底部区域溶血。

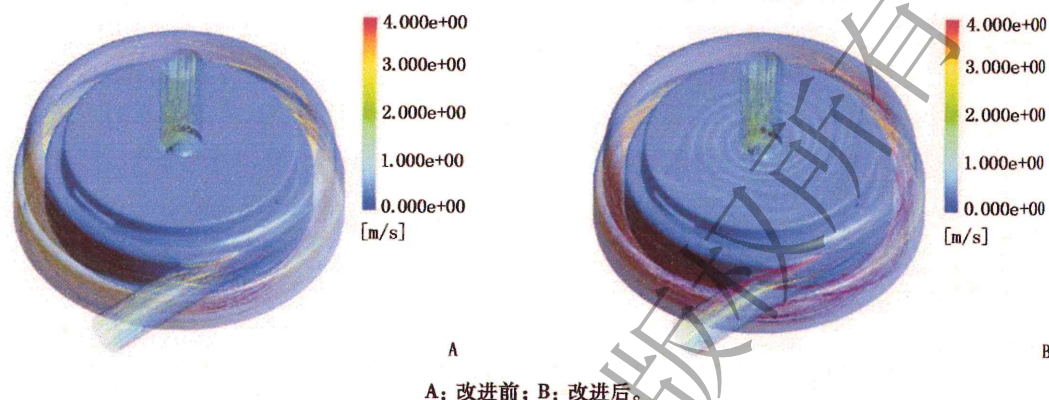


图 5 心脏泵改进前后的流场流线图

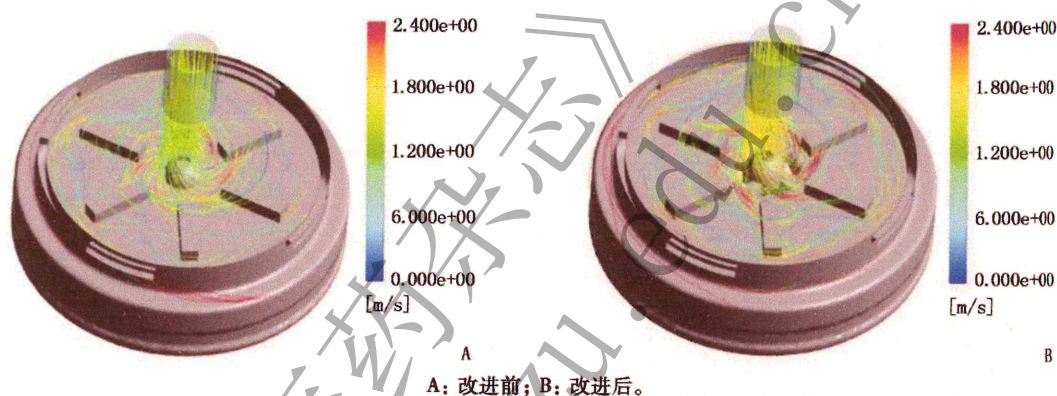


图 6 心脏泵改进前后的叶片处流线图

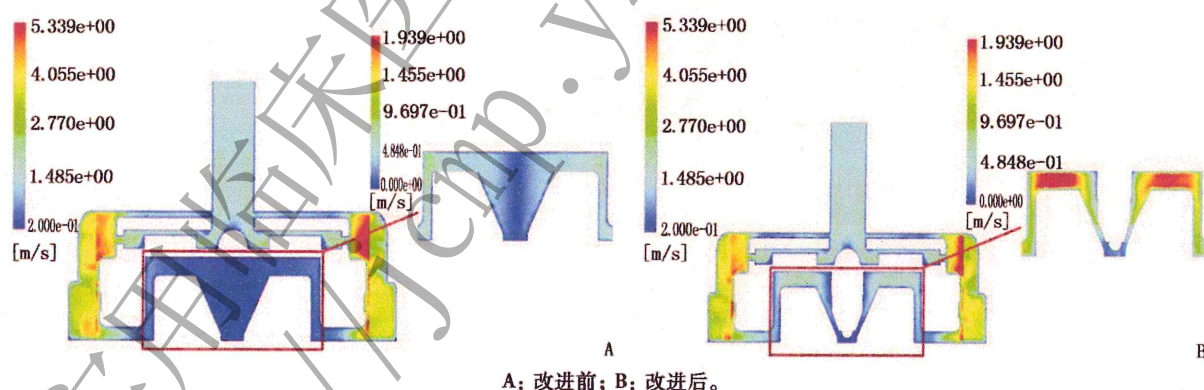


图 7 改进前后中心截面速度云图

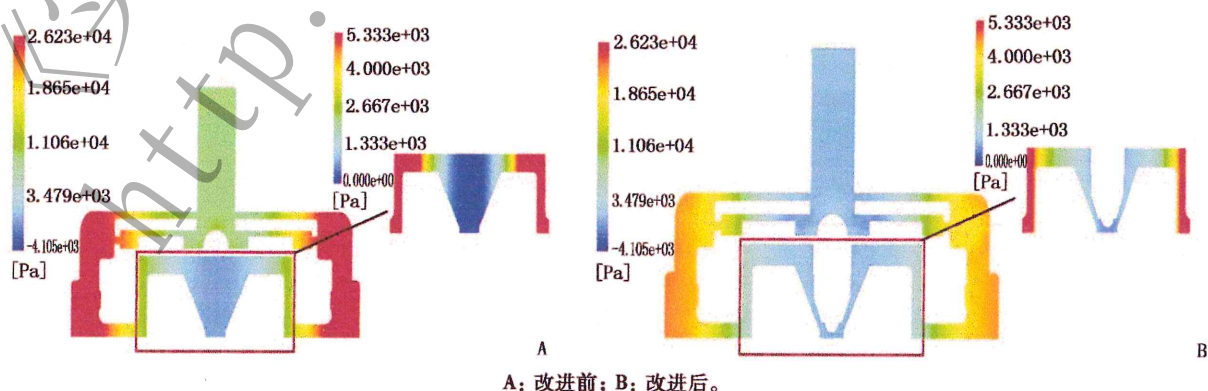


图 8 改进前后中心截面压力云图

改进前后心脏泵底部剪切应力云图分析结果显示,剪切应力较大的区域主要为底面外围部分,改进结构后底部外围部分的剪切应力大于 100 Pa 区域相对较小,剪切应力大于 130 Pa 区域占比降

低,而低于 130 Pa 区域占比较高,见图 9。改进后,底面整体的平均剪切应力降低,表明改进结构可以有效减少心脏泵底部区域溶血现象的发生。

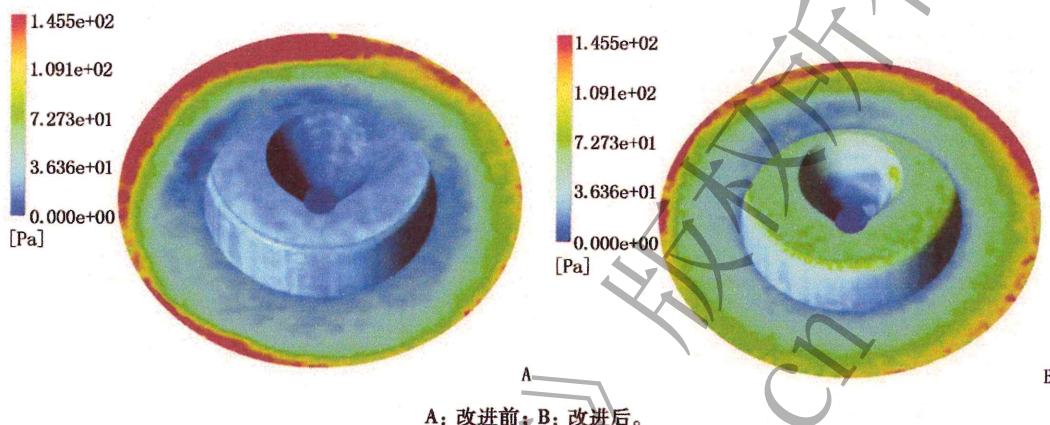


图 9 改进前后心脏泵底部剪切应力云图

选取入口流量分别为 5、6、7 L/min 的心脏泵进行观察,比较其改进结构前后的溶血情况,见图 10。仿真结果显示,2 500 转/min 的转速下,改进后结构计算得到的溶血指数值低于改进前结构。入口流量分别为 5、6、7 L/min 的情况下,改进结构后心脏泵的溶血指数相较于改进前降低了 12%,表明改进结构具有降低溶血指数值的效果。

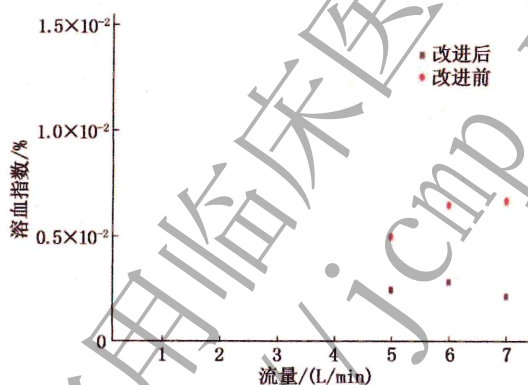


图 10 改进前后心脏泵溶血指数比较

3 讨论

经过多代的发展后,心脏泵因其优秀的适应性和简单的结构已被广泛应用于心血管疾病治疗领域。WIEGMANN L 等^[11]研究泵内流场中的间隙、叶片数量和叶轮外壳设计变化的影响发现,低叶片数和半开式叶轮可减小血液停滞区和再循环区的范围。REZAIENIA M A 等^[12]发现,在给定向间隙条件下,随着径向间隙的减小,心脏泵的抗溶血性能提升。GAWLIKOWSKI M 等^[13]证实,泵壳与叶轮之间的间隙大小对血液创伤程度至关重

要。刘泽辉等^[14]研究叶片不同参数对剪切力的影响发现,叶片高度越高,叶片顶端间隙越小,则溶血指数值越高。王静月^[15]在重力场、流体场等多场耦合的条件下分析叶轮受力情况,并设计了一种结构紧凑的悬浮支承结构。武悦等^[16]设计了一种喷射悬浮心脏泵,且发现喷射悬浮方式可在较大间隙下实现转子悬浮。心脏泵发展潜力巨大,但仍存在精度较差,样本数据不足,实际使用过程中可发生溶血、血栓等问题。

计算流体动力学结合溶血模型是目前预测溶血的常用方法^[17]。本研究基于计算流体动力学仿真法设计了一种新的心脏泵悬浮支承结构,并结合仿真结果对该支承结构下的离心式心脏泵的悬浮性能和抗溶血性能进行分析与验证。根据成人心脏的生理数据,心脏供血扬程通常为 80 ~ 120 mmHg,供血流量为 4 ~ 10 L/min^[18],心脏泵出入口压差需要满足人体心脏供血扬程,改进后心脏泵在流体中流量压差情况相同,压差值在允许范围内。血细胞撞击速度大于 6 m/s 时易发生红细胞破损造成溶血^[19],本研究设计优化的心脏泵内血液最大流速低于 6 m/s,故改进结构具有可行性。改进后,在液力轴承悬浮间隙处,流体流速提升,压力减小。当红细胞受到 150 ~ 1 000 Pa 剪切应力时,血红蛋白将进入血液中,引发溶血现象^[9],故剪切应力的大小对溶血结果至关重要。改进后,心脏泵底部区域的剪切应力最大值与高剪切应力区域占比均相对降低,液力轴承悬浮间隙处和底部区域溶血指数降低。本研究仿真结果

(下转第 12 面)

功能。面对多种使用场景,通过模块的拆装,一方面简化了艾灸盒功能切换、个性化定制等问题,另一方面是控制成本的一种方式。本文设计的模块化智能艾灸盒实现了现代科技与传统中医疗法的结合,具有较大的应用潜力,为艾灸盒甚至中医诊疗设备的设计提供了新的方法及思路。

参考文献

[1] 邓凯峰, 毛文倩, 陈晓强, 等. 基于《黄帝内经》三因制宜理论浅析针灸的临床应用[J]. 辽宁中医杂志, 2021, 48(7): 70-73.

[2] 连艳萍, 李红芳. 耳穴埋豆联合艾灸促进胃肠道术后肠功能恢复的护理分析[J]. 实用临床医药杂志, 2018, 22(12): 75-77.

[3] 刘爽, 何其英, 汤亚箐, 等. 中医综合疗法联合中医特色护理防治肛肠术后尿潴留的效果[J]. 实用临床医药杂志, 2022, 26(16): 24-29.

[4] 戴云飞, 杨洁, 朱开宇, 等. 灸具研发的现状与展望[J]. 中华中医药杂志, 2021, 36(7): 4142-4144.

[5] 石文韬, 孟青云, 喻洪流, 等. 一种模块化的腕关节康复训练器设计与仿真[J]. 软件导刊, 2021, 20(2): 135-141.

[6] 余鑫, 杨帆, 杨浩. 可自动进艾调温艾灸盒的研制[J]. 按摩与康复医学, 2019, 10(19): 35-36.

[7] 金煜昊, 易荣, 孟江琼, 等. 一种自动控温艾灸仪器设计与应用[J]. 针灸临床杂志, 2018, 34(11): 70-72.

[8] 夏世林, 佃松宜, 张洽芮, 等. 一种适用于多关节艾灸机械臂艾灸器的设计与应用[J]. 中国针灸, 2021, 41(2): 221-224.

[9] 李菲菲, 臧蕾, 李欣荣, 等. 一种可温显、定时和恒温的新型艾灸盒的研制[J]. 医学信息, 2019, 32(12): 1-3.

[10] 徐伟君, 刘凤辉, 陶东华. 一种智能艾灸设备的研制与应

用[J]. 上海中医药杂志, 2017, 51(5): 17-19.

[11] 陈祥林, 龙韵翔, 杨丹, 等. 一种基于 LED 红外技术的智能光灸环设备的研制[J]. 生物医学工程研究, 2019, 38(4): 472-475.

[12] 王晓颖, 张玉杰, 杜美玲, 等. 新型艾灸仪研究进展[J]. 河南中医, 2020, 40(10): 1618-1620.

[13] 张国鑫, 苗晋玲, 张中原, 等. 电针不同腧穴组方对高血脂症大鼠血脂的调节作用[J]. 中国针灸, 2014, 34(9): 894-897.

[14] 刘菊娥, 曾艳艳, 王琼娜. 艾灸关元穴联合穴位按摩在宫缩乏力性产后出血护理中的应用[J]. 实用临床医药杂志, 2020, 24(20): 130-132.

[15] 徐素娥, 姜九. 艾灸疗法治疗高血压前期患者的临床观察[J]. 实用临床医药杂志, 2020, 24(14): 115-118.

[16] 杨国芳, 方朝晖, 王静, 等. 温和灸联合穴位按摩治疗糖尿病性骨质疏松症的临床效果[J]. 实用临床医药杂志, 2021, 25(2): 59-62.

[17] 张绪初. 艾灸法治疗腹股沟疝术后尿潴留的疗效观察[J]. 实用临床医药杂志, 2017, 21(19): 160-160, 162.

[18] 吴珍梅, 严晓岚, 谢洁珊, 等. 多功能电子艾灸仪辅助治疗脑瘫患儿的效果观察[J]. 按摩与康复医学, 2021, 12(10): 36-37, 40.

[19] TUOHETI A, AIASSA S, CRISCUOLO F, *et al.* New approach for making standard the development of biosensing devices by a modular multi-purpose design[J]. IEEE Trans Nanobioscience, 2020, 19(3): 339-346.

[20] UKTVERIS T, JUSAS V. Development of a modular board for EEG signal acquisition[J]. Sensors (Basel), 2018, 18(7): 2140.

[21] PAULSON C, CHIEN D, LIN F, *et al.* A novel modular headmount design for non-invasive scalp EEG recordings in awake animal models[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2018, 2018: 5422-5425.

(本文编辑: 周冬梅)

(上接第 6 面)

证明,改进后结构可有效改善心脏泵存在的轴承悬浮间隙过小所致间隙区域血液流速较慢和易产生溶血的问题。此外,改进的悬浮结构也可应用于其他离心式心脏泵,其在增加心脏泵悬浮力与减少悬浮轴承间隙处溶血方面具有实际价值。

参考文献

[1] 叶桂萍. 整体护理干预对老年冠心病心脏介入治疗的影响[J]. 中国医药导报, 2008, 5(34): 145-146.

[2] 中国心血管健康与疾病报告编写组, 胡盛寿. 中国心血管健康与疾病报告 2020 概要[J]. 中国循环杂志, 2021, 36(6): 521-545.

[3] BENJAMIN E J, MUNTNER P, ALONSO A, *et al.* Heart disease and stroke statistics-2019 update: a report from the American heart association[J]. Circulation, 2019, 139(10): e56-e528.

[4] 刘英明, 杨晔. 慢性心力衰竭器械治疗进展[J]. 临床心血管病杂志, 2017, 33(10): 1018-1022.

[5] GIERSEPPEN 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]. Int J Artif Organs, 1990, 13(5): 300-306.

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

[7] SONG X, THROCKMORTON A L, WOOD H G, *et al.* Quantitative evaluation of blood damage in a centrifugal VAD by computational fluid dynamics[J]. Journal of Fluids Engineering, 2004, 126(3): 410-418.

[8] BLUDSZUWEIT C. Model for a general mechanical blood damage prediction[J]. Artif Organs, 1995, 19(7): 583-589.

[9] BEHBAHANI M, BEHR M, HORMES M, *et al.* A review of

computational fluid dynamics analysis of blood pumps[J]. Eur J Appl Math, 2009, 20: 363-397.

[10] KOSAKA R, YADA T, NISHIDA M, *et al.* Geometric optimization of a step bearing for a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump for the reduction of hemolysis[J]. Artif Organs, 2013, 37(9): 778-785.

[11] WIEGMANN L, BOËS S, DE ZÉLICOURT D, *et al.* Blood pump design variations and their influence on hydraulic performance and indicators of hemocompatibility[J]. Ann Biomed Eng, 2018, 46(3): 417-428.

[12] REZAIENIA M A, PAUL G, AVITAL E, *et al.* Computational parametric study of the axial and radial clearances in a centrifugal rotary blood pump[J]. Asaio J, 2018, 64(5): 643-650.

[13] GAWLIKOWSKI M, KURTYKA P, ZALEWSKI J, *et al.* Methodology for measuring the gap size using a fiber-optic displacement sensor exemplified by a centrifugal blood pump[J]. Photonics Letters of Poland, 2020, 12(2): 46-48.

[14] 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.

[15] 王静月. 人工心脏磁液悬浮支承结构设计及性能研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨理工大学, 2020.

[16] 武悦, 朱良凡, 罗云. 计算流体力学方法分析一例喷射悬浮泵室的液力、悬浮及溶血特性[J]. 机械工程学报, 2018, 54(20): 52-58.

[17] FERZIGER J H. Computational methods for fluid dynamics[M]. Switzerland: Springer, 2020: 239-256.

[18] SONG G, CHUA L P, LIM T M. Numerical study of a bio-centrifugal blood pump with straight impeller blade profiles[J]. Artif Organs, 2010, 34(2): 98-104.

[19] 云忠, 谭建平. 基于血液撞击损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析[J]. 中南大学学报: 自然科学版, 2008, 39(1): 135-142.

(本文编辑: 陆文娟)