

文章编号:1004-7220(2019)05-0468-05

新一代左心室磁悬浮辅助泵血流动力学分析

牛迪, 朱明新, 冯海全, 王坤

(内蒙古工业大学 机械工程学院, 呼和浩特 010000)

摘要:目的 降低左心室磁悬浮辅助泵的血栓形成概率和溶血风险,提升辅助泵供血效率。方法 利用计算流体力学方法,研究泵体出口直径、出口角度、出口与泵内壁面连接处圆角尺寸和转子与壳体间间隙对流场的影响,优化泵体内部结构,改善流体动力学性能。结果 新一代左心室磁悬浮辅助泵与上一代辅助泵相比,泵内壁面最大壁面剪切应力(wall shear stress, WSS)降低约23.6%,辅助泵内转子壁面最大WSS降低约47.4%,WSS>200 Pa区域面积降低约76.2%,出口流量提升约14.4%。结论 新一代左心室磁悬浮辅助泵内部血流流速趋于平缓,血流流体动力学性能有综合提升。研究结果为今后左心室磁悬浮辅助泵的优化设计及相关实验研究提供参考依据。

关键词:左心室辅助泵;磁悬浮;计算流体力学;壁面剪切应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.003

Hemodynamic Analysis on Meglev Left Ventricular Assist Device of a New Generation

NIU Di, ZHU Mingxin, FENG Haiquan, WANG Kun

(College of Mechanical Engineering, Inner Mongolia University of Technology, Hohhot 010000, China)

Abstract: Objective To reduce the thrombosis probability and hemolysis risk of the meglev left ventricular assist device (LVAD), so as to increase the efficiency of blood supply. **Methods** The influences of the pump outlet diameter, exit angle, fillet size between the outlet and the inner wall of the pump, as well as gap between the rotor and the shell on internal flow field of the pump were studied by using the computational fluid dynamics (CFD) method, so as to optimize the internal structure and improve the hydrodynamic performance of the pump. **Results**

Compared with pump of the previous generation, the maximum wall shear stress (WSS) of the pump inner wall, the maximum WSS of the pump rotor, the area with WSS > 200 Pa were reduced by 23.6%, 47.4%, 76.2%, respectively, while the outlet flow was increased by 14.4%. **Conclusions** For the meglev LVAD of the new generation, its internal blood flow tended to be smooth, and the hemodynamic performance of blood flow was improved comprehensively. The research findings provide references for optimization design of the meglev LVAD and related experimental researches in the future.

Key words: left ventricular assist device (LVAD); meglev; computational fluid dynamics (CFD); wall shear stress (WSS)

收稿日期:2018-09-19; 修回日期:2018-10-25

基金项目:国家自然科学基金项目(51565045)

通信作者:朱明新,讲师, E-mail:147688561@qq.com

心脏供血功能衰竭是造成人类死亡的第二大杀手,据统计,患者数量以每年约 5 000 万人次的数量增长。普通的药物治疗周期长、见效慢、副作用大,心脏移植碍于供体不足实施难度大。在此背景下,国内外相关机构一直致力于“人工心脏”——心室辅助泵的开发。为减少机械磨损、降低溶血及血栓的发生概率,近年来研究主要集中于基于磁悬浮技术的心室辅助泵,其核心问题是提升血流量、降低泵体内部壁面剪切应力(wall shear stress, WSS)以及减少机械运动所产生的摩擦,并在此基础上不断优化设计泵体及内部形状^[1]。

目前,国内外研究者对左心室磁悬浮辅助泵开展了相关实验研究。Müller 等^[2]对圣犹达公司(St. Jude Medical, Inc.)于 2015 年研发的两款左心室辅助泵 HeartMate 3 和 HeartWare HVAD 进行为期 12 个月临床试验,对比分析其在术后 12 个月的脑血管疾病发生概率、血栓形成概率、心包积液发生率及患者存活率;Netuka 等^[3]通过体外实验分析左心室辅助泵 HeartMate 3 的血栓形成概率及外部血栓进入泵内对辅助泵运行产生的影响;王坤等^[4]通过计算机辅助设计(computer aided design, CAD)软件完成了左心室磁悬浮辅助泵的整体结构设计,利用计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)方法对自主研发的左心室磁悬浮辅助泵进行数值模拟研究,根据实际工作状态初步分析叶片处最大 WSS、压力及血流流场分布情况;吴广辉等^[5]通过体外模拟实验对一款小型磁悬浮植入式心室辅助泵的基本工作性能和体外溶血性能进行评估;李国荣等^[6]对磁悬浮轴流辅助泵的叶片进行参数改进,提升泵的效率,并探讨叶轮结构对输出特性的影响;Yu 等^[7]设计了一款小尺寸无阀门便携式心室辅助泵,并分析提出流量估计算法和流体动力检测系统;Wu 等^[8]设计了第 4 代磁悬浮儿童心室辅助泵,利用 CFD 模拟仿真设计,并通过体外实验验证 CFD 设计。

左心室磁悬浮辅助泵在流体动力学方面的一个重要特性是泵体内部会产生涡流区或血液停滞区以及高 WSS 区域。辅助泵优化设计的最终目的是为了减少涡流区和停滞区,并尽可能降低最大 WSS 及高 WSS 区域在整体泵内的面积,减低血栓形成和溶血风险^[9-11]。

上一代自主研发的左心室磁悬浮辅助泵^[12]通过型号为 ProJet 5000 的 3D 打印设备加工制造完成,材料为固体树脂,模型打印完成后由 PS-80 超声波清洗仪进行超声波清洗,去除打印过程中多余的辅助材料,清洗后的辅助泵模型如图 1(a)所示。上一代左心室磁悬浮辅助泵包含泵盖、泵体、永磁铁、转子叶片、线圈、硅钢片、驱动板和脉冲发生器等部分[见图 1(b)]。虽然上一代辅助泵接通电源后可以正常运转,但由于转子间隙狭窄的问题,转子旋转过程中容易碰到泵内壁面产生摩擦,从而引起转子旋转不稳,产生多余热量,容易提高泵内溶血的发生概率。新一代左心室磁悬浮辅助泵在此基础上应用 CFD 方法,设置不同参数的转子间隙、出口直径、出口方向及出口与泵内壁面连接处圆角尺寸,并进行 CFD 模拟分析,探讨 WSS、出口流量、转子静压以及血流迹线分布规律,为设计和制造血流体动力学性能良好、不易引发溶血、不易形成血栓以及符合人体长期应用、具有优良供血性能的辅助泵提供参考。

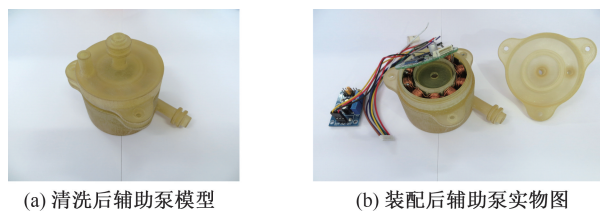


图 1 上一代磁悬浮辅助泵 3D 打印模型

Fig. 1 3D printed model of maglev LVAD model of previous generation (a) LVAD model after cleaning, (b) LVAD model after assembly

1 材料与方法

1.1 模型

模型采用自主研发的左心室磁悬浮辅助泵模型(见图 2),应用 SolidWorks 2016 软件建立 3D 结构模型,再导入 ANSYS Workbench 软件进行流域划分和网格划分,最后导入 Fluent 模块设置边界条件,并进行 CFD 模拟计算。模型由泵体盖、转子、叶片、永磁体、线圈及外泵壳等组成。泵体直径 65 mm,高度 50 mm,入口直径 6 mm。出口直径分别设置为 4、4.5、5、5.5、6 mm,转子与内壁面间隙分别设置为 0.3、0.4、0.5、0.6、0.7 mm。出口角度根

据平面内涡线螺距变化分别设置为 20、30、40、50 mm,出口方向与内壁面相切,出口拐角处圆角分别设置为 0.2、0.4、0.6、0.8 mm 和无圆角。共计 17 个模型,进行流体动力学计算以筛选出性能相对最佳模型。优化前后详细参数如表 1 所示。

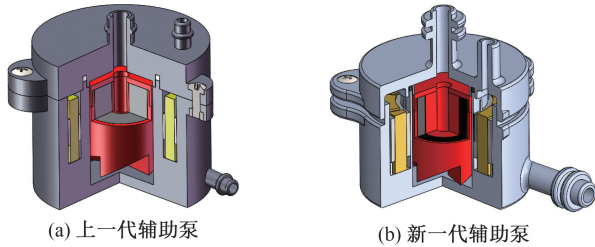


图2 两代辅助泵模型

Fig.2 LVAD models of two generations (a) LVAD model of previous generation, (b) LVAD model of new generation

表1 两代辅助泵详细结构设计参数

Tab.1 Detailed structure design parameters for assist device of two generations

结构参数	新一代辅助泵	上一代辅助泵
泵体总高度(不含出入口)/mm	55	55
泵体直径(不含出入口)/mm	65	65
转子转速/(r·min ⁻¹)	3 000	2 700
转子叶片个数	5	5
转子叶片高度/mm	8	8
转子悬浮高度/mm	2	2
转子与壳体间间隙/mm	0.6	0.3
壳体出口直径/mm	4	6
壳体出口角度(平面内涡状线螺距变化) P=40 mm	与内壁面相切	与内壁面相切
出口拐角处圆角半径	无圆角	无圆角

1.2 分析方法

设定血液为不可压缩的牛顿流体且为湍流,密度为 1 055 kg/m³,流体动力学黏度为 3.5 mPa·s。入口设置为压力入口,出口设置为压力出口,进、出口压差保持 13.3 kPa。转子转速 3 000 r/min。最后计算辅助泵内部血液流动情况、出口平均流量、泵内壁面最大 WSS、WSS>200 Pa 以及 WSS<0.5 Pa 分布面积占比。在进行计算机模拟时,分别遵守质量和动量守恒定律,其连续方程表示为:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

Navier-Stokes 方程表示为:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \text{div}(\rho u \mathbf{U}) = \\ \text{div}(\mu \text{grad } u) - \frac{\partial \rho}{\partial x} + S_u \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \text{div}(\rho v \mathbf{U}) = \\ \text{div}(\mu \text{grad } v) - \frac{\partial \rho}{\partial y} + S_v \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \text{div}(\rho w \mathbf{U}) = \\ \text{div}(\mu \text{grad } w) - \frac{\partial \rho}{\partial z} + S_w \end{aligned} \quad (4)$$

式中: ρ 为血液密度; t 为时间; \mathbf{U} 为速度矢量, u 、 v 、 w 是速度矢量 \mathbf{U} 在 x 、 y 、 z 方向的分量; μ 为动力黏度; S_u 、 S_v 、 S_w 是动量守恒方程的广义源项:

$$S_u = F_x + s_x \quad (5)$$

$$S_v = F_y + s_y \quad (6)$$

$$S_w = F_z + s_z \quad (7)$$

式中, s_x 、 s_y 、 s_w 表达式如下:

$$\begin{aligned} s_x = \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial x} \right) + \\ \frac{\partial(\lambda \text{div } u)}{\partial x} \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} s_y = \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial y} \right) + \\ \frac{\partial(\lambda \text{div } u)}{\partial y} \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} s_z = \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \\ \frac{\partial(\lambda \text{div } u)}{\partial z} \end{aligned} \quad (10)$$

ANSYS-Fluent 模块在求解过程中设定边界条件时,湍流模型采用标准的 k - ε 模型。在求解方法模块中,压力-速度耦合方案采用 SIMPLEC 方案,空间离散化方案中的梯度变化曲线选择基于单元的最小二乘法,其余选项均采用二阶迎风格式^[13]。

2 结果与分析

2.1 WSS 分布

转速 3 000 r/min、出入口压差 13.3 kPa 下,两代辅助泵内壁面以及转子 WSS 分布如图 3 所示。上一代辅助泵内部存在大量高 WSS 集中区域,集中区域主要在出口部位和转子叶片尖端。在优化设计辅助泵的指标中,WSS>200 Pa 区域在整个流场中所占面积比很重要,一般而言要求不高于 1%^[14-15],说明辅助泵内部流场对血细胞破坏程度比较小,发生溶血风险更小。

对比两代辅助泵优化前后的参数可知,泵内壁面最大 WSS 由 585.84 Pa 降低至优化后 447.55 Pa,降幅约 23.6%;转子 WSS 由 489.88 Pa 降低至优化

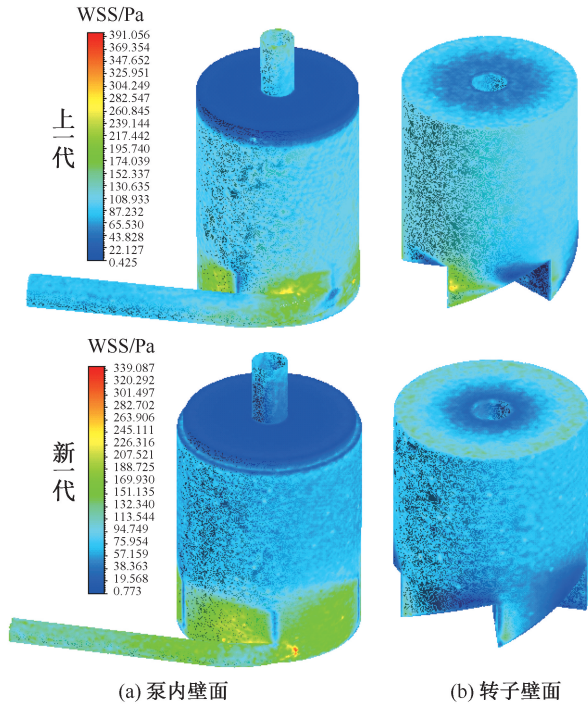


图3 左心室磁悬浮辅助泵 WSS 分布

Fig.3 WSS distributions of the maglev LVAD (a) The pump inner wall surface, (b) The rotor wall surface

后 257.65 Pa, 降幅约 47.4%; WSS > 200 Pa 区域在整个流场中所占面积比由 2.52% 降低至优化后 0.60%, 降幅约 76.2%; WSS < 0.5 Pa 区域在整个流场中所占面积比由 0.000 937% 略微增加至优化后 0.000 940%, 提升幅度约为 0.32% (见表 2)。优化后的新一代辅助泵 WSS 更小, 分布更加均匀。WSS < 0.5 Pa 区域在整个流场中所占面积比虽然略有提升, 但数量级太小, 对血栓形成的影响几乎可以忽略不计。由此可知, 整个流场对血细胞破坏程度较小, 形成溶血和血栓的风险更小, 符合患者长期应用需求。

表 2 两代左心室磁悬浮辅助泵流体力学参数对比

Tab.2 Comparison of hydrodynamics parameters for the maglev LVAD of two generations

参数	辅助泵		降幅/%
	上一代	新一代	
泵内壁面最大 WSS/Pa	585.84	447.55	23.6
泵转子面最大 WSS/Pa	489.88	257.65	47.4
WSS > 200 Pa 区域面积占比/%	2.52	0.60	76.2
WSS < 0.5 Pa 区域面积占比/%	0.000 937	0.000 940	-0.3
出口处平均流量/(L·min ⁻¹)	3.78	4.325	-14.4

2.2 血流迹线分布

图 4 所示为转速 3 000 r/min、压差 13.3 kPa 时两代辅助泵内部流体迹线分布。两代辅助泵内部流场均相对平稳, 没有明显的涡流现象, 说明内部产生血栓概率较低。新一代辅助泵在流速流量方面略高于上一代, 出口流量由 3.78 L/min 提升到优化后的 4.325 L/min, 提升幅度约为 14.4%, 符合患者 4~6 L/min 的基本供血需求^[16-17]。

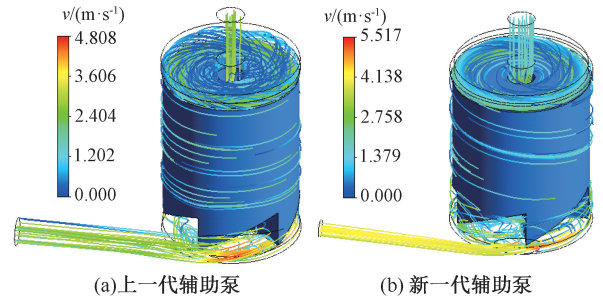


图4 左心室磁悬浮辅助泵流体迹线分布

Fig.4 Streamline distributions of the maglev LVAD

(a) LVAD model of previous generation,

(b) LVAD model of new generation

2.3 静压分布

图 5 所示为转速 3 000 r/min、压差 13.3 kPa 下两代心脏泵转子部分静压分布。分析可知, 上一代辅助泵泵体中高压区域主要集中在远离泵体出

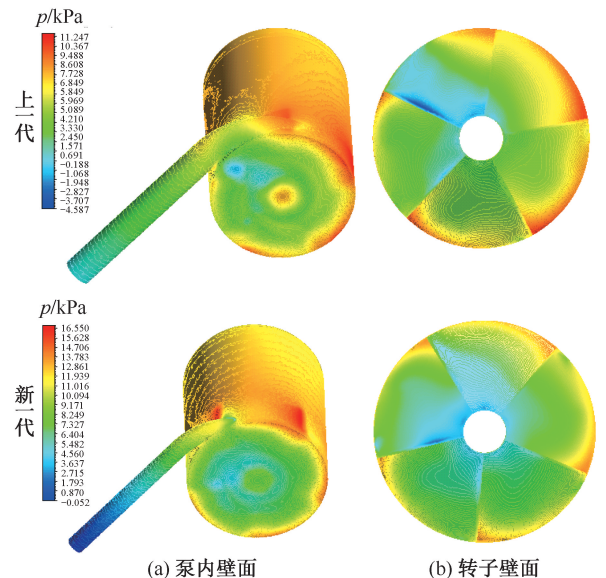


图5 左心室磁悬浮辅助泵内壁面静压分布

Fig.5 Pressure distributions of the maglev LVAD (a) The pump inner wall surface, (b) The rotor wall surface

口端附近的位置,新一代辅助泵相比上一代而言更加均匀,泵体出口端对侧压力有明显降低。新一代辅助泵的内部压力分布更加均匀,有助于转子旋转更加平稳,减小振动幅度,避免转子与内壁面摩擦产生热量,提高辅助泵的运行可靠性。

3 结论

本文利用 CFD 方法对两代自主研发的左心室磁悬浮辅助泵进行数值模拟及对比分析,确定新一代左心室磁悬浮辅助泵的转子间隙、出口直径、出口方向及出口与内壁面连接处圆角尺寸大小,对比分析两代左心室磁悬浮辅助泵内部 WSS、压力及血流流场的分布情况。

(1) 新一代辅助泵内部最大 WSS 和 $WSS > 200 \text{ Pa}$ 区域在整个流场中所占面积相对比上一代辅助泵有大幅度降低,说明新一代辅助泵内部发生溶血现象的可能性进一步降低,更加符合患者长期应用需求。

(2) 新一代辅助泵每分钟出口平均流量相对比上一代辅助泵有所提升,没有发生明显的涡流现象,泵内部形成血栓的概率较小,拥有更高的供血效率,符合患者长期供血需求。

(3) 在压力分布方面,新一代辅助泵相对比上一代辅助泵更加均匀。该结果有助于提高转子旋转的平稳性,提高泵的运行可靠性,对新型辅助泵的研制具有参考意义。

参考文献:

[1] 段文涛. 左心室辅助装置治疗终末期心力衰竭的应用研究进展[J]. 内科, 2018, 13(1): 52-54.
 [2] MÜLLER M, RICHTER G, HOERMANDINGER C, *et al.* Single center experience: Comparison of one year survival of more than 120 patients with HeartMate 3 and HeartWare HVAD [J]. J Am Coll Cardiol, 2018, 71(11): A978.
 [3] NETUKA I, MEHRA MR. Ischemic stroke and subsequent

thrombosis within a HeartMate 3 left ventricular assist system: A cautionary tale [J]. J Heart Lung Transplant, 2018, 37(1): 170-172.

[4] 王坤, 冯海全, 王东, 等. 3D 打印左心室磁悬浮辅助泵的应用与研究[J]. 机械设计与制造, 2017(5): 216-218.
 [5] 吴广辉, 蔺嫦燕, 徐创业, 等. 磁悬浮植入式心室辅助装置体外水力学及溶血实验[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(1): 14-17.
 [6] 李国荣, 朱晓东, 王巍, 等. 阜外医院-磁悬浮轴流泵叶轮改进和比较研究[J]. 中国循环杂志, 2016, 31(1): 17-17.
 [7] YU YC. Applications of modeling and identification in ventricular assist device development [C]//Proceedings of International Conference on System Science and Engineering. Macao: IEEE, 2011: 443-448.
 [8] WU J, ANTAKI JF, VERKAJK J, *et al.* Computational fluid dynamics-based design optimization for an implantable miniature maglev pediatric ventricular assist device [J]. J Fluids Eng, 2012, 134(4): 041101-1-041101-9.
 [9] 吴广辉, 蔺嫦燕, 徐创业, 等. 磁悬浮植入式心室辅助装置体外水力学及溶血实验[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(1): 14-17.
 [10] NOSÉ Y. Design and development strategy for the rotary blood pump [J]. Artif Organs, 2010, 22(6): 438-446.
 [11] ANDRADE A, BISCEGLI J, SOUSA JE, *et al.* Flow visualization studies to improve the spiral pump design [J]. Artif Organs, 2010, 21(7): 680-685.
 [12] 冯海全, 王东, 韩青松, 等. 一种离心式左心室辅助装置[P]. 中国: CN201610889175. 1, 2017-02-08.
 [13] 韩伟, 朱登魁, 敏政, 等. 离心式心脏泵内部流场数值模拟与分析[J]. 兰州理工大学学报, 2012, 38(5): 53-57.
 [14] 吴广辉, 蔺嫦燕, 陈琛, 等. 磁悬浮离心式心室辅助装置的体外溶血测试[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(21): 3886-3890.
 [15] 吴华春, 龚高, 王子彦, 等. 轴流式磁悬浮血泵流场数值模拟及溶血预测[J]. 中国机械工程, 2013, 24(3): 399-403.
 [16] 钱坤喜, 王颢, 王芳群, 等. 21 毫米人造心脏瓣膜泵的设计及研制[J]. 生物医学工程学进展, 2005, 26(3): 160-162.
 [17] 吴广辉, 蔺嫦燕, 陈琛, 等. 植入型心室辅助装置溶血及可植入性实验[J]. 首都医科大学学报, 2011, 32(6): 806-810.