

文章编号: 1000-8055(2008)06-1061-06

某轴流式血液泵的实验与改进设计

展 昭¹, 张 岩², 桂幸民¹

- (1. 北京航空航天大学 能源与动力工程学院, 北京 100083;
2. 中国协和医科大学阜外医院 心脏外科, 北京 100037)

摘 要: 原型血液泵 LAP-00 的数值模拟及实验结果表明, 在设计转速 9 000 r/min 下, 最大效率点对应的设计点流量为 11 L/min, 远大于临床所需 3~8 L/min 的流量, 致使血液泵在实际应用时效率偏低; 而静子区域存在的流动分离与回流, 极易造成血流停滞进而引发血栓。改进后的血液泵 LAP-23, 将设计转速从 9 000 r/min 降低至 8 000 r/min, 减小了转子叶尖切应力对血细胞的破坏; 设计点流量降低至 6 L/min, 并消除了静子区域内的分离和回流。

关 键 词: 血液泵; 轴流; 数值计算; 溶血; 血栓

中图分类号: TH312; R318

文献标识码: A

Experiment and design improvement of an axial flow blood pump

ZHAN Zhao¹, ZHANG Yan², GUI Xing-min¹

- (1. School of Jet Propulsion,
Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083, China;
- (2. Department of Cardiac Surgery,
Fuwai Hospital, Peking Union Medical College, Beijing 100037, China)

Abstract: The numerical investigation and experimental results of the protor pump LAP-00 show that at design rotational speed of 9 000 r/min, the flow rate corresponding to the highest efficiency point is 11 L/min, which is much higher than clinical use (3~8 L/min), causing the pump to work at off design point in clinic use with a low efficiency. Besides, in the diffuser region, flow separation and recirculation may cause blood stagnation and thrombosis. The improved design for pump LAP-23 decreases the design rotational speed from 9000 r/min to 8000 r/min, thus reduces the high shear stress on blood cells at impeller tip; meanwhile, it decreases the design flow rate to 6 L/min and eliminates flow separation and recirculation in the diffuser region.

Key words: blood pump; axial flow; numerical simulation; hemolysis; thrombosis

心功能衰竭是各种心脏病发展的严重阶段, 直接威胁病人的生命。心室辅助装置 VAD (Ventricular assist device) 被用来辅助血液循环以减轻病损心脏的负荷, 或是作为心脏移植的桥梁过渡^[1]。

VAD 的核心工作部分是血液泵。轴流式血液泵体积小, 能耗低, 血液破坏程度也较轻, 且植入损伤小, 逐渐成为当前 VAD 的主流。

作为心脏的辅助动力装置, 血液泵的设计首

收稿日期: 2007-05-24; 修订日期: 2007-06-25

基金项目: 国家自然科学基金(50676004); 国家高科技研究发展计划(863)基金(2006AA02Z4D);
北京市优势专科疾病防治研究基金(H030930020130)

作者简介: 展昭(1982-), 女, 湖南株洲人, 硕士生, 主要从事叶轮机械流场计算研究。

先要满足 5 L/min 的流量和 13 300 Pa 的压头;同时,由于工质的特殊性,还必须综合考虑血液学的要求^[2]. 目前已经确认的血液破坏现象主要有溶血和血栓两种. 溶血是指红细胞受外力作用破裂而丧失携氧能力;血栓则是由血小板的团聚造成的血流堵塞. 现有的研究表明,溶血和血栓均出现在不符合生理要求的血流中,如湍流,涡流,高切应力区等^[3].

血液泵设计的一个主要任务就是降低溶血和血栓. 近几十年来,随着计算机技术的发展,CFD (Computational fluid dynamics) 作为一种有效的数值模拟工具,开始应用于生物医学工程研究中,通过计算机来预测血液泵内部的流动,为其性能评价和设计优化提供依据^[4,5].

1 原型血液泵 LAP-00 的数值模拟

针对合作方阜外心血管病医院的要求,本课题组已经提交了血液泵的首轮设计^[6],即本文的原型血液泵 LAP-00. 目前,已由合作方完成了血液泵的加工和体外实验研究,文章稍后会与数值计算结果作对比分析.

1.1 血液泵设计参数

原型血液泵 LAP-00, 泵体由进口导流器,转子和扩压器三部分组成,内部结构如图 1 所示. 其中进口导流叶片 5 片,转子叶片 4 片,静子扩压叶片 6 片. 血泵直径 17.5 mm, 长度 58 mm. 设计转速 9 000 r/min, 13 300 Pa 压头下流量为 5 L/min.

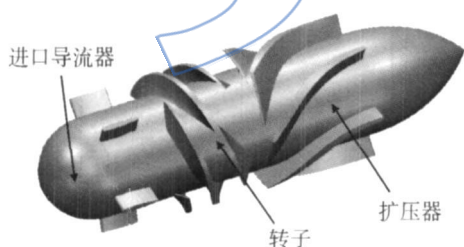


图 1 原型泵 LAP-00 的 CFD 模型

Fig. 1 CFD model of the protor pump LAP-00

1.2 CFD 分析设置

1.2.1 血液特性

血液在剪切变形率大于 100 s^{-1} 的情况下表现出牛顿流体的流动特性^[7,8]. 因此,数值模拟中假设血液是理想的不可压缩的牛顿流体,密度为 $1.055 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 动力粘性系数为 $3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$.

1.2.2 边界条件

进口给定总压 1 330 Pa, 出口给定质量流量, 转速给定. 所有壁面均定义为无滑移固壁边界.

1.2.3 湍流模型

由于血泵复杂的几何以及相对较低的绝对速度,使得壁面效应对流场的影响更加明显. 因此,如何找到一种更合适更准确的湍流模型也有待进一步研究. 目前国际上在血液泵研究中应用最为广泛的仍是 $k-\epsilon$ 模型^[9,10]. 因此,我们的 CFD 湍流模型选为 $k-\epsilon$ 模型加壁面函数修正.

1.2.4 网格划分

采用六面体结构化网格,共划分了 412 626 个计算单元,452 263 个计算节点.

1.3 CFD 结果及分析

采用数值计算软件 CFX 10.0 进行模拟. 原型泵 LAP-00 的压流特性曲线如图 2 所示. 图中虚线为水力特性实验测得的压流曲线. 对比实验曲线,计算得到的压升值在低流量区域与实验值较为接近,而高流量区域则较实验值明显偏高. 这也提示我们在设计中要留有一定“裕度”,以满足实际应用的需要.

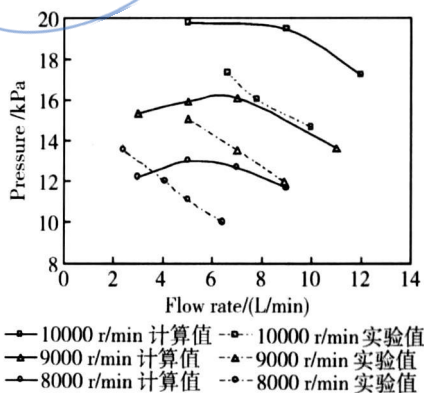


图 2 原型泵 LAP-00 压流特性曲线

Fig. 2 Pressure flow curves of the protor pump LAP-00

水力效率的定义如下:

$$\eta = \frac{\dot{m}}{\rho} \left(\frac{p_2^* - p_1^*}{M \omega} \right) \quad (1)$$

其中 η 为流体的水力效率 (Power efficiency), 表示质量流量, ρ 为流体密度, p_2^* 代表泵的出口总压, p_1^* 代表泵的进口总压, M 是施加的机械扭矩, ω 为转动角速度. 图 3 为计算所得的血液泵效率曲线图. 对应不同的转速和流量,效率为 20% ~ 65%, 符合典型的血泵效率分布规律^[11].

流动对血细胞的影响至关重要. 在设计转速

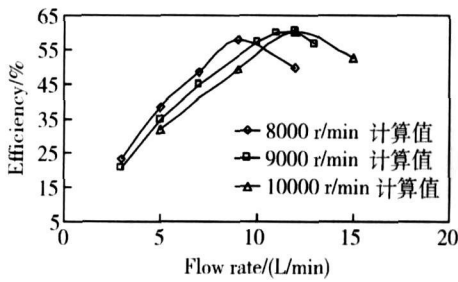


图 3 原型泵 LAP-00 效率特性曲线

Fig. 3 Efficiency curves of the protopump LAP-00

9 000 r/min, 流量 5 L/min 时, LAP-00 内转子和静子区域的速度矢量如图 4 和图 5 所示. 可以看到, 转子区域流动较为理想, 基本不存在流动分离. 而静子叶片通道中则存在明显的回流区, 这将导致血液在泵内滞留, 红细胞反复受切应力作用, 增加溶血的可能性. 更为危险的是, 流体动力学和生物活性力学共同作用造成血细胞在非生物相容表面血液接触面上聚集, 促进了血小板的团聚. 血液元素在泵中某一地点停留的时间增大了血栓形成的几率. 因此, 泵里的回流和滞止区加剧了血栓的形成.

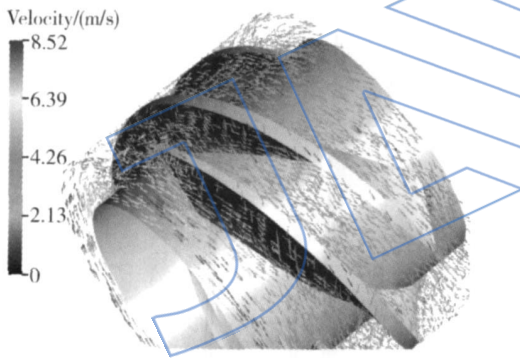


图 4 原型泵 LAP-00 转子区域速度矢量图

Fig. 4 Velocity vector in impeller region of the protopump LAP-00

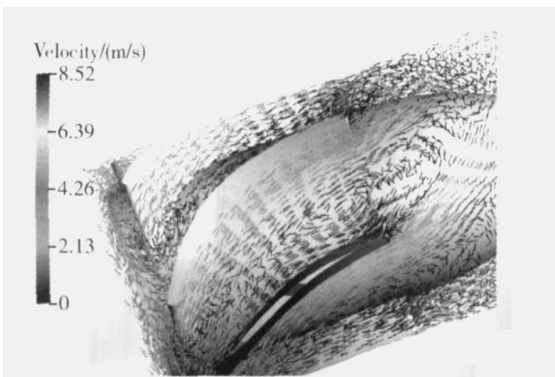


图 5 原型泵 LAP-00 静子区域速度矢量图

Fig. 5 Velocity vector in diffuser region of the protopump LAP-00

2 原型血液泵 LAP-00 的改进设计

LAP-00 的数值计算及实验结果表明, 设计转速 9 000 r/min, 流量 5 L/min 时, 原型泵已达到最低 13 300 Pa 压升的要求. 但是由泵的效率特性曲线(图 3)反映出来, 9 000 r/min 时, 设计点流量约为 11 L/min, 此时泵的效率最高, 约为 60%. 而临床使用的流量一般在 3~ 8 L/min, 此时泵的效率偏低, 约为 16%~ 50%. 较低的效率会造成能源供给负担的加重, 主要表现为驱动转子的体外蓄电池使用时间缩短, 给实际应用带来不便. 因此, 改进设计分以下三步进行:

- 1) 减小设计点流量, 即将最大效率点前移至 5~ 6 L/min;
- 2) 血泵设计的关键是减少血液破坏. 溶血主要由叶尖高切应力造成, 这与叶尖切线速度密切相关. 因此改进的第二步是降低转子转速至 8 000 r/min, 并使其压头维持在 13 300 Pa 以上;
- 3) 静子区域内的回流和滞止区加剧了血栓的形成. 改进设计的第三步是优化静子叶型, 消除回流区, 进一步提高效率, 减少血栓.

2.1 流道优化

减小设计点流量通过减小流通面积来实现. 保持血液泵的外径不变, 内径增加, 从而使流通面积较原型减小 36%. 具体数据如表 1 所示.

表 1 两型血液泵尺寸对比

Table 1 Dimension comparison of two pumps

	LAP-00	LAP-23
外径/mm	17.5	17.5
内径/mm	12.5	14.5
叶高/mm	2.50	1.50
流通面积/mm ²	117.8	75.4

2.2 叶型优化

2.2.1 进口导叶优化

由于进口导流叶片仅起到导流和支承作用, 因此将叶片由原型的 5 片减少至 3 片, 同时增加原型厚度的 50%. 叶型对比如图 6 所示.

2.2.2 转子叶片优化

由流场分析得到, 原型泵转子叶片根部负荷过低, 而中央负荷较高, 导致静子进口处叶根部能量过低, 造成流动分离. 因此适当加厚转子叶

片,将弦长沿轴向延长原型的 20%,同时减小叶根的出口相对气流角.改进后的叶根截面叶型与原型对比如图 7 所示.

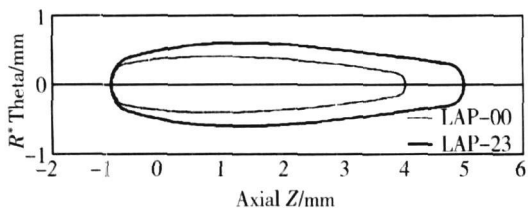


图 6 进口导叶叶型对比

Fig. 6 Comparison of the inducer blade profiles

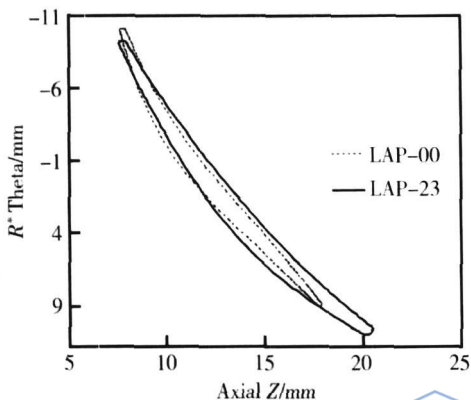


图 7 转子根部叶型对比

Fig. 7 Comparison of the impeller blade profiles near hub

2.2.3 静子叶片优化

原型泵静子通道内的二次流将导致血液泵效率下降,溶血和血栓危险增加,必须想办法消除.

首先加厚静子叶片,并将弦长沿轴向延长原型的 1/3.为使血液在静子进口段缓慢地减速增压,将叶片前缘变得较为平直,同时减小攻角.增大叶片尾缘出口气流角,使血流较为平直的流出.以静子根部为例,叶型对比如图 8 所示.

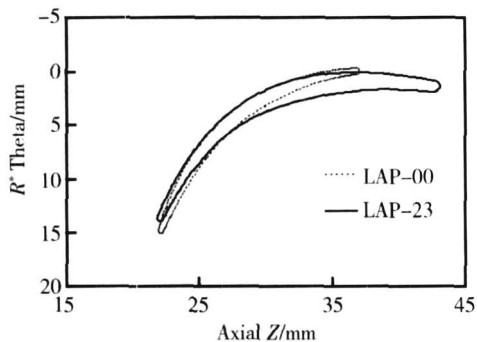


图 8 静子根部叶型对比

Fig. 8 Comparison of the diffuser blade profiles near hub

经过多轮改进,得到 LAP-23,内部结构如图 9 所示.其中进口导流叶片 3 片,转子叶片 4 片,静子扩压叶片 6 片.血泵直径 17.5 mm,长度 66.0 mm.设计转速 8 000 r/min,13 300 Pa 压头下流量为 5 L/min.

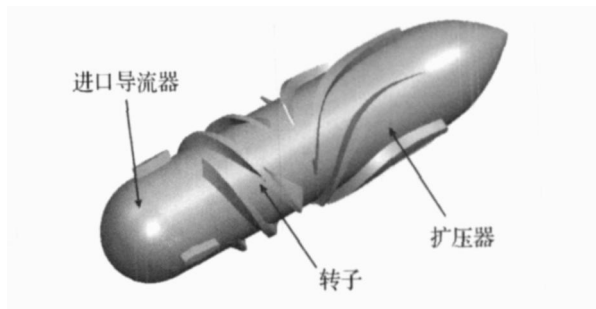


图 9 改进型血泵 LAP 23 的 CFD 模型

Fig. 9 CFD model of the improved pump LAP 23

2.3 CFD 结果及分析

数值模拟边界条件设置与 LAP-00 相同,得到 LAP 23 的压流特性曲线与原型 LAP-00 的对比如图 10 所示.可以看到,在 3~7 L/min 的流量范围内,LAP-23 较原型泵的压升有较大幅度的提高.特别是在 5 L/min 流量下,8 000 r/min 就已达到原型泵 9 000 r/min 时所能产生的压升.由效率曲线图 11 可以看出,对应最大效率点,改进的 LAP 23 在 8 000 r/min 时的设计点流量已经降到了 6 L/min.

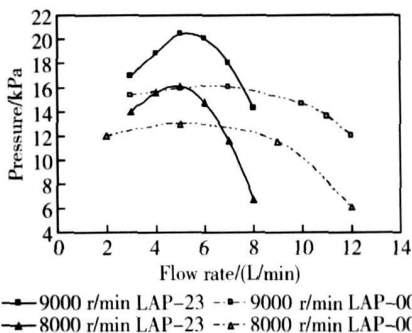


图 10 LAP-23 的压流特性曲线

Fig. 10 Pressure flow curves of LAP 23

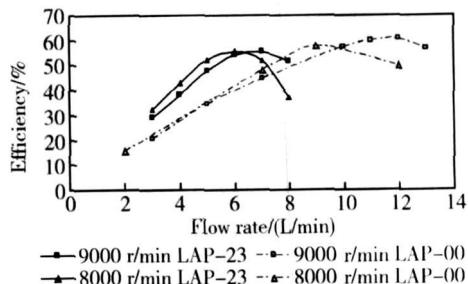


图 11 LAP 23 效率特性曲线

Fig. 11 Efficiency curves of LAP 23

LAP-00 和 LAP-23 的性能参数对比如表 2 所示.

表 2 LAP 00 与 LAP 23 总体性能参数对比
Table 2 Comparison of performance parameters between LAP 00 and LAP 23

	LAP 00	LAP 23
流量/(L/min)	5.0	5.0
转速/(r/min)	9 000	8 000
静压升/Pa	15 905.076	16 091.724
效率/%	17.28	26.11
轴向力/N	- 1.72	- 1.51
扭矩/(N·m)	0.008 2	0.006 2
功率/W	7.70	5.19

可以看到, 同样在 5 L/min 流量, 压升近似为 16 kPa 的情况下, LAP-23 较原型的转速降低了 1 000 r/min, 这对降低叶尖切线速度, 进而减小血液破坏有很大帮助. 而效率则由原来的 34.56% 上升到 52.22%, 轴向力、扭矩、功率均有明显的减小, 从而使临床更加有效地运行.

更重要的是, 从速度矢量图 12 可以看出, 经过改进, 设计状态下 (8 000 r/min, 5 L/min) 原型泵静子叶片通道中存在的回流已被完全消除, 血流顺畅地流过静子区域, 这必将大大增强血液泵的抗血栓性能.

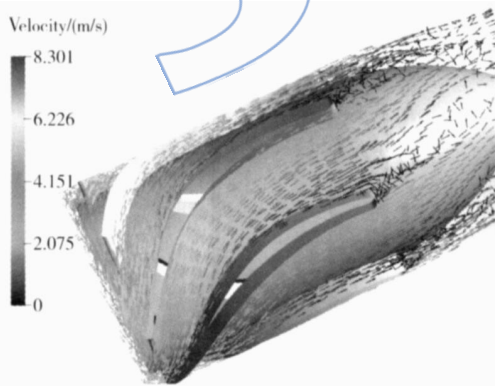


图 12 LAP 23 静子区域速度矢量图

Fig. 12 Velocity vector in diffuser region of LAP 23

3 血液破坏分析

Giersiepen 等人认为溶血与红细胞受到的剪切力和暴露在剪切力下的时间相关^[12], 因此可以将切应力和暴露时间作为预测血泵中潜在的溶血区域, 进而改进设计的有效准则.

3.1 标量应力估算

红细胞在流场中受到的切应力是三维的, 为便于计算分析, Bludszweit^[13] 发展了比较剪切应力 CSS (Comparative shear stress). 这是一个应力标量值, 包含了应力张量的 6 个分量, 表示血液承受的应力水平. 其表达式如下:

$$\tau = \left[\frac{1}{6} \sum (\sigma_i - \sigma_j)^2 + \sum \tau_{ij}^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

8 000 r/min, 5 L/min 流量时, 血液泵 LAP-23 内 CSS 最大值为 558.62 Pa, 存在于转子叶尖; 最小值仅为 0.013 Pa, 位于进口导向器区域. 按照体积进行加权平均, 得到整个血泵内的平均 CSS 值为 5.50 Pa. 与 LAP-00 的对比如表 3 所示.

表 3 两型血泵比较剪切应力 CSS 值对比
Table 3 CSS comparison of the two pumps

	LAP 00	LAP 23
CSS _{min} /Pa	0.008	0.013
CSS _{max} /Pa	781.63	558.62
CSS _{体积加权平均} /Pa	7.31	5.50

LAP-23 与 LAP-00 相比较, 由于流通面积减小, 轴向速度增加, CSS 的最小值略有增大, 但是, 由于设计转速降低了 1 000 r/min, 使得转子区域的 CSS 最大值有了明显降低, 从而使得整个血液泵的 CSS 平均值由原来的 7.31 Pa 降为 5.50 Pa, 这必将使血泵的溶血特性大大改善.

3.2 血液流通时间计算

造成血液破坏的另一个重要因素是血液承受剪切力作用的时间, 或者说是血细胞在血液泵中滞留的时间. 对于原型血液泵 LAP-00, 由图 13 可以看到, 绝大多数粒子通过血泵仅需约 140 ms 的时间, 然而, 由于静子区域回流的存在, 使得部分粒子在经过短时间停滞后再流过血泵, 这部分粒子的通过时间近似为 320 ms. 此外, 出口处有较强的漩涡, 这将加剧对血液的破坏.

改进后的 LAP-23 消除了回流, 设计状态下 (8 000 r/min, 5 L/min) 下粒子顺畅地通过血泵仅需约 125 ms 的时间, 而静子出口处的血流也近似为平直. 如图 14 所示.

3.3 溶血估计

最近由 Paul 等人发表的数据表明^[14], 在低于 425 Pa 应力水平下, 暴露时间小于 620 ms 时, 血液的破坏情况是很低的. 在我们的 CFD 模拟结

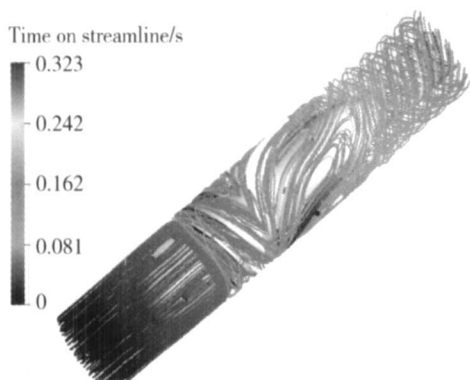


图 13 LAP 00 流动迹线

Fig. 13 Streaklines of LAP 00

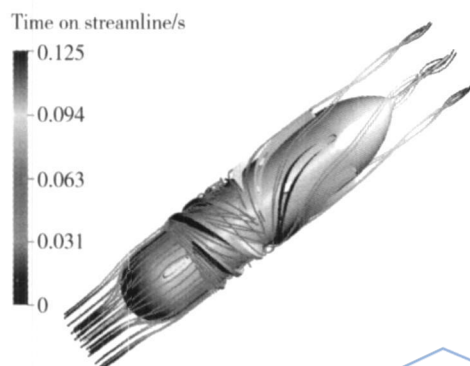


图 14 LAP 23 流动迹线

Fig. 14 Streaklines of LAP 23

果中, 绝大部分流动区域的应力值小于 425 Pa, 而血细胞通过泵体的总体时间约为 125 ms, 仅为这一产生溶血的临界时间的 1/4. 因此, 可以预测, 我们的血液泵 LAP-23 的溶血情形较为乐观.

测试血液泵的溶血性能的全血实验或是动物实验还未进行. 在不久的将来, 这些实验将会完成并与 CFD 结果进行比较.

4 结 论

实践证明, 利用 CFD 技术可以对血泵中的流动进行数值模拟, 预测不理想的流动状况以及溶血、血栓等血液破坏情况并加以改进, 从而显著缩短血泵研制周期, 降低研制成本, 对血泵的研制和开发具有十分重要的作用.

参考文献:

[1] 云忠, 龚中良. 旋转叶轮血泵的发展与展望[J]. 生物工程学杂志, 2005, 22(1): 151-154.
YUN Zhong, GONG Zhongliang. Development and expectation of rotary impeller blood pump[J]. J Biomed Eng, 2005, 22(1): 151-154.

[2] Greg W B, James F A, Wu Z J, et al. Computational fluid dynamics as a development tool for rotary blood pump[J]. Artificial Organs, 2001, 25(5): 336-340.

[3] 王芳群, 曾培, 封志刚, 等. 应用 CFD 研究叶轮设计对人工心脏泵内流场的影响[J]. 中国生物医学工程学报, 2005, 24(5): 578-582.
WANG Fangqun, ZENG Pei, FENG Zhigang, et al. An investigation of effect of impeller design on flow patterns in blood pumps with CFD[J]. Chinese J Biomed Eng, 2005, 24(5): 578-582.

[4] Kerkhoffs W, Schumacher O, Meyns B. Design, development, and first in vivo results of an implantable ventricular assist device, MicroVad[J]. Artificial Organs, 2004, 28(10): 904-910.

[5] Apel J, Paul R, Klaus S, et al. Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics[J]. Artificial Organs, 2001, 25(5): 341-347.

[6] 薛嵩, 张岩, 桂幸民. 运用三维数值模拟对人工心脏血液泵的设计和改进行[C]//北航第二届研究生学术论坛文集. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2005.
XUE Song, ZHANG Yan, GUI Xingmin. Digital simulation to development of axial pump for artificial heart[C]//Collected works of the 2nd Postgraduates' Forum of BUAA. Beijing: BUAA Press, 2005.

[7] Huang C R, Fabisiak W. A rheological equation characterizing both the time dependent and the steady state viscosity of whole human blood[R]. AIChE Symposium Series, 1978: 19-21.

[8] Wells R E, Merrill E W. Shear rate dependence of the viscosity of whole blood and plasma[J]. Science, 1961(133): 763-764.

[9] Untaroiu A, Wood H G., Allaire P E, et al. Computational design and experimental performance testing of an axial flow pediatric ventricular assist device[J]. ASAIO Journal 2005, (51): 629-635.

[10] Tetsuya Yano, Kazumitsu Sekine, Ayumi Mitoh, et al. An estimation method of hemolysis within an axial flow blood pump by computational fluid dynamics analysis[J]. Artificial Organs, 2003, 27(10): 920-925.

[11] Apel J, Neudel F, Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump[J]. ASAIO, 2001,(47): 552-558.

[12] Giersiepen M, Wurziinger 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]. Artif Organs, 1990, 13: 300-306.

[13] Bludszweit C. Three dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump[J]. Artif Organs, 1995, 19: 590-596.

[14] Paul R, Apel J, Klaus S, et al. Shear stress related blood damage in laminar couette flow[J]. Artif Organs, 2003, 27: 517-529.