

文章编号:1004-7220(2019)01-0058-06

叶片倒角对 FDA 标准血泵流场和溶血预测的影响

王 晨, 徐博翎, 吴 鹏

(苏州大学 机电工程学院, 生物制造研究中心, 人工器官研究所, 江苏 苏州 225200)

摘要:目的 采用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)方法研究 FDA 标准离心血泵叶片倒角对流场和溶血的影响。方法 针对 FDA 标准离心泵,模拟 3 个工况下水力学性能、流场形态、溶血指数等血泵关键性能,并进一步比较叶片结构有、无倒角时对前述模拟结果造成的影响。结果 血泵叶轮倒角对血泵压头(无倒角特征与有倒角特征压头计算值最大百分比差异为 57.38%)、流场等均有影响,从而导致溶血预测值也有显著差别(两者最大误差超过 1 个数量级)。结论 对叶轮进行有倒角处理有助于优化血泵的性能。研究结果对更好使用 CFD 辅助血泵的血液相容性设计具有重要意义。

关键词: FDA 标准; 血泵; 计算流体力学; 流场; 溶血; 数值分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.01.009

Effects of Rounding on Prediction of Flow Field and Hemolysis for the FDA Benchmark Blood Pump

WANG Chen, HSU Polin, WU Peng

(Artificial Organ Technology Laboratory, Bio-manufacturing Engineering Research Centre, School of Mechanical and Electric Engineering, Soochow University, Suzhou 225200, Jiangsu, China)

Abstract: Objective To investigate the effects of rounding on the prediction of flow field and hemolysis for FDA benchmark blood pumps by using the method of computational fluid dynamics(CFD). **Methods** Key properties such as hydraulic characteristics, mean velocity distributions and hemolysis index of FDA benchmark blood pump under three operating conditions were simulated, and the influence of the above simulation result was further compared when the impeller was equipped with or without rounding. **Results** The rounding of blood pump impeller had impacts on pump head (the maximum percentage difference between the impeller with rounding and without rounding was 57.38%), velocity distributions, which led to a considerable impact on predicted hemolysis levels (the maximum error between the impeller with rounding and without rounding was more than one order of magnitude). **Conclusions** Impeller with rounding was beneficial for optimization of blood pump performance. The research findings are of great importance for better use of CFD to aid the hemocompatibility design of blood pump.

Key words: FDA benchmark; blood pump; computational fluid dynamics(CFD); flow field; hemolysis; numerical analysis

收稿日期:2018-03-12; 修回日期:2018-05-02

基金项目:国家自然科学基金项目(51406127),江苏省自然科学基金项目(BK20140344)

通信作者:吴鹏,副教授,E-mail:pwu@suda.edu.cn

在心室辅助装置 (ventricular assist device, VAD) 以及其他涉及血液循环的人工器官中, 流场中可能产生很高的非生理性剪切应力, 从而导致血液损伤相关的临床复杂症发生率居高不下^[1-2]。近年来, 计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 应用在各个领域内^[3-4], 也已经被广泛用来分析 VAD 内部复杂的血流流场^[5]。通过 CFD 分析, VAD 流道设计研究者可以更快而直观地改善叶轮结构设计, 提升水力学性能; 也能够进一步分析流道内的血液流动情形, 得到有用的血液相容性优化依据。

然而, 不同研究使用的 CFD 模型不同, 包括软件差异、网格形状、湍流模型选择等, 造成了血泵设计者甚至难以针对相同的装置得出完全相同的分析结果。因此, 美国食品药品监督管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 公开了一个标准离心泵模型及其流场、血液相容性的模拟和实验结果, 随后将来自至少 19 个课题组的模拟结果与实验结果做双盲对比并分析^[6-8], 提供给血泵设计者一个标准化的验证模型以及大量可对比的实验数据。

一直以来, 叶轮端部、根部以及衔接面的倒角被认为不影响流场模拟的结果。因此, 大多数数值模拟在研究血泵内流动情况时, 在网格划分阶段便直接从几何上去除倒角, 降低网格划分的复杂度。例如, Yu 等^[9]在研究几种叶片形状对溶血的影响时, 忽略了叶片结构的倒角。阮晓东等^[10]对血泵进行数值模拟, 也未考虑叶轮结构的倒角。吴华春等^[11]针对离心式磁悬浮血泵内部流场的研究, 也采用了无倒角的叶轮结构。

叶轮有、无倒角对流场和溶血预测具有重要影响。因此, 本文针对 FDA 标准离心血泵, 模拟 3 个相同工况下的血泵关键性能 (水力学性能、流场形态、溶血指数), 并进一步比较叶片结构有、无倒角时, 前述模拟结果造成的影响。

1 材料与方法

1.1 FDA 标准离心血泵模型与模拟条件

FDA 标准离心血泵的结构如图 1 所示, 血泵入口直径 12 mm, 转子直径 52 mm, 厚度 4 mm, 有 4 个尺寸相同的叶片, 高 3 mm, 宽 3 mm, 垂直坐落在转子底座上。底座直径 60 mm, 与开口角度 20°、长度

21.54 mm 的出口喉部相连接。泵出口直径 12 mm。

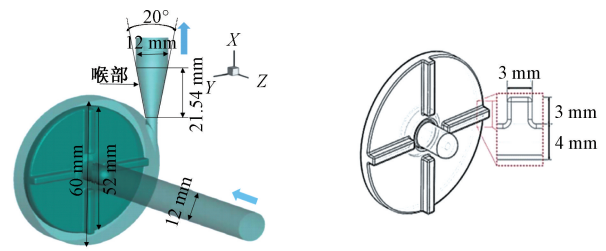


图 1 FDA 血泵模型

Fig.1 FDA benchmark pump model (a) Overall size of the blood pump, (b) Size of impeller

选取 FDA 标准血泵的额定工况: 6 L/min、3 500 r/min 以及在相同流量下降低转速 (6 L/min、2 500 r/min) 和相同转速下增加流量 (7 L/min、3 500 r/min) 两个工况。上述 3 个工况分别对应 Malinauskas 等^[8]研究中代号为 4~6 的工况点。为了研究结果的易参照性, 本文将沿用上述工况代号。同时, 无倒角的模拟情况以工况代号加下划线及 NR 为后缀。所有模拟的条件详列于表 1。

表 1 FDA 血泵模拟工况参数

Tab.1 Parameters of FDA blood pump

工况	流量/ (L·min ⁻¹)	转速/ (r·min ⁻¹)	雷诺数	有无倒角	网格总数
4	6	2 500	209 338	有	8 246 405
4_NR	6	2 500	209 338	无	7 993 295
5	6	3 500	393 073	有	8 246 405
5_NR	6	3 500	393 073	无	7 993 295
6	7	3 500	293 073	有	8 246 405
6_NR	7	3 500	293 073	无	7 993 295

为了使流动充分发展, 延伸几何模型的入口端和出口端。将模型划分成入口、叶轮和出口 3 个部分。利用商业软件 ANSYS Meshing 生成非结构网格, 网格点总数约为 800 万个。为了有效比较叶片倒角对血泵流场和溶血的影响, 入口、出口部分使用相同的网格, 叶轮部分的网格分别划分, 且保证叶轮部分生成网格时的设置 (如增长率、网格最大最小尺寸、边界层参数) 完全一致。各部分的网格效果如图 2 所示。使用商业软件 ANSYS Fluent 进行 RANS 计算。在入口处施加实验测得的速度型面, 出口边界条件为 outflow, 使出口的流动全发展。将血液看成是不可压缩的牛顿流体, 黏度为

3.5 mPa·s, 雷诺应力 τ_t 用 RNG $k-\varepsilon$ 模型计算, 求解格式选择 SIMPLE 方法, 动量方程的空间离散为二阶中心差分格式, 时间推进采用二阶显式格式。

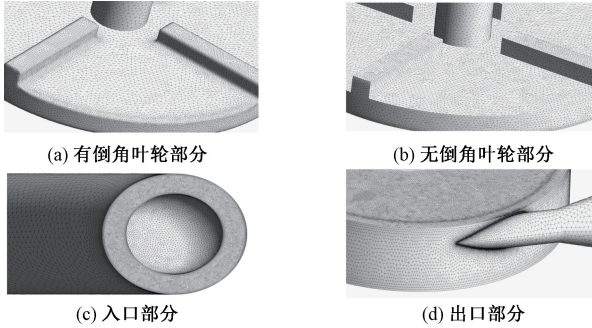


图2 网格划分

Fig.2 Schematic of meshing (a) Impeller with rounding, (b) Impeller without rounding, (c) Inlet, (d) Outlet

血泵雷诺数 Re_p 定义为: $Re_p = \rho\omega D^2/\mu$ 。其中: ρ 为密度, $\rho = 1\ 056\ \text{kg/m}^3$; μ 为动力黏度, $\mu = 3.4\ \text{mPa}\cdot\text{s}$; ω 为泵旋转角速度 (rad/s); D 为转子直径, $D = 52\ \text{mm}$ 。

1.2 流体方程

在流体力学上, 描述黏性不可压缩流体动量守恒的运动方程为 Navier-Stokes 方程, 即 $N-S$ 方程。假设血液是单相流、牛顿流体, 则动量雷诺方程为:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{U}}{\partial t} + \rho \nabla \cdot (\mathbf{U} \otimes \mathbf{U}) = -\nabla P - \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} + \mathbf{f} \quad (1)$$

式中: 速度张量 \mathbf{U} 可以拆分成平均张量 $\langle \mathbf{U} \rangle$ 和波动分量 \mathbf{u} , 即 $\mathbf{U} = \langle \mathbf{U} \rangle + \mathbf{u}$; $\boldsymbol{\tau}$ 为瞬时剪切应力; $\boldsymbol{\tau}_t$ 为雷诺应力, $\boldsymbol{\tau}_t = \rho \nabla \cdot (\mathbf{u} \otimes \mathbf{u})$ 来自于脉动速度场的能量交换; \mathbf{f} 为动力黏度附加力。因雷诺应力是未知的, 故雷诺方程不封闭。主流的湍流模拟方法通过涡黏假设来模拟雷诺应力, 即:

$$\boldsymbol{\tau}_t = 2\mu_t \mathbf{S} \quad (2)$$

采用 RNG $k-\varepsilon$ 模型计算湍流黏性系数:

$$\mu_t = \frac{C_\mu k^2}{\varepsilon_{\text{turb}}} \quad (3)$$

式中: $C_\mu = 0.0845$; $\varepsilon = \varepsilon_{\text{vis}} + \varepsilon_{\text{turb}}$, ε 为总能量耗散, ε_{vis} 为平均能量耗散, $\varepsilon_{\text{turb}}$ 为湍动能耗散。

湍动能 k 和湍动能耗散 $\varepsilon_{\text{turb}}$ 的运输方程分别为^[12-13]:

$$\rho \frac{\partial k}{\partial t} + \rho \nabla \cdot (k \langle \mathbf{U} \rangle) = \nabla \cdot \left(\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \nabla k \right) + \mu_t S^2 - \rho \varepsilon_{\text{turb}} \quad (4)$$

$$\rho \frac{\partial \varepsilon_{\text{turb}}}{\partial t} + \rho \nabla \cdot (\varepsilon_{\text{turb}} \langle \mathbf{U} \rangle) = \nabla \cdot \left(\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right) + C_{1\varepsilon} \mu_t S^2 \frac{\varepsilon_{\text{turb}}}{k} - C_{2\varepsilon}^* \rho \frac{\varepsilon_{\text{turb}}}{k} \quad (5)$$

式中: $\sigma_k = 0.7194$; $\sigma_\varepsilon = 0.7194$; $C_{1\varepsilon} = 1.42$; $C_{2\varepsilon}^* = C_{2\varepsilon} + \frac{C_\mu \eta^3 (1 - \eta/\eta_0)}{1 + \beta \eta^3}$; $C_{2\varepsilon} = 1.68$; $\eta = \frac{Sk}{\varepsilon}$ 。

1.3 溶血预测数学模型与实验值计算

典型的溶血预测模型是基于库特流剪切装置的体外溶血数据, 认为溶血量与有效剪切应力 τ 和暴露时间 t 呈指数关系^[14]:

$$HI = \frac{hb}{Hb} \times 100 = C\tau_{\text{eff}}^\alpha t^\beta \quad (6)$$

式中: HI 为溶血指数, 单位%; τ_{eff} 为等效剪切应力, 是标量; Hb 为血红蛋白的总浓度; hb 为血浆中游离血红蛋白的增加; C 、 α 、 β 是经验常数, 由实验数据拟合得出。采用 Heuser 幂律模型的经验常数, C 、 α 、 β 取值分别为 1.8×10^{-6} 、1.991、0.765^[14]。根据模拟得到的等效剪切应力和暴露时间计算 HI 。

本研究中, HI 实验值是根据

$$HI = \left(1 - \frac{\text{Hct}}{100} \right) \cdot \text{pfh} \cdot \frac{0.001}{hb} \cdot 100 \cdot \frac{V}{Q \cdot T} \quad (7)$$

计算得出^[8,15]。式中: Hct 为红细胞压积; pfh 为血红蛋白绝对值; hb 为血浆中游离血红蛋白的增加; V 为总循环容量; Q 为血泵流量; T 为测试间隔时间。计算所需的参数数值均出自文献[8]。

2 结果

2.1 压头

表2所示比较了CFD模拟得到的3个工况下有、无倒角泵压头计算结果与FDA发表的实验值。CFD在设计工况(工况5)下得到准确的计算结果, 计算结果与实验值相对百分比误差仅为0.24%。在偏离设计工况(工况4、6)时, 与实验值之间的百分比误差最大达到57.03%。有、无倒角特征的计算结果百分比误差同样在设计工况下最

小(9.28%),在其他工况下有、无倒角特征的计算结果百分比误差最大达到 57.38%。计算值之间存在绝对差异。

表 2 血泵压头预测值与实验值对比 (1 mmHg=0.133 kPa)

Tab.2 CFD pressure head results of blood pump in comparison with measurements

工况代号	实验值/ mmHg ^[8]	计算值/ mmHg	与实验值 差异/%	有无倒角 差异/%
4	65.25	28.04	57.03	57.38
4_NR		44.13	32.37	
5	275.63	276.29	0.24	9.28
5_NR		301.94	9.55	
6	207.86	192.95	7.17	31.92
6_NR		131.36	36.80	

2.2 流场

图 3 所示为设计工况 5 和 5_NR 下,叶轮根部平面(离叶轮最上端 3 mm 处)上的压力云图对比。倒角特征在叶轮中心(即流体流入与叶片衔接部分)对压力造成了明显的且分布呈现不对称的低压

区域,但是对血泵出口处则无明显影响。

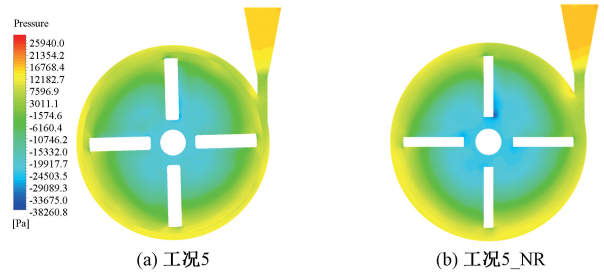


图 3 位于叶片根部平面(离叶轮最上端 3 mm 处)压力云图
 Fig.3 Pressure contours on the surface at the blade roots (at 3 mm from the top surface of the impeller blade) (a) Working condition No. 5, (b) Working condition No. 5_NR

图 4 所示为不同工况下叶轮沿 r 方向的速度分布计算结果; r 方向为靠近上叶片 10° 的方向,平面位于离叶轮最上端 1.2 mm 处。由图可知,有倒角和无倒角特征对于工况 5 和工况 6 的速度分布影响较为明显。

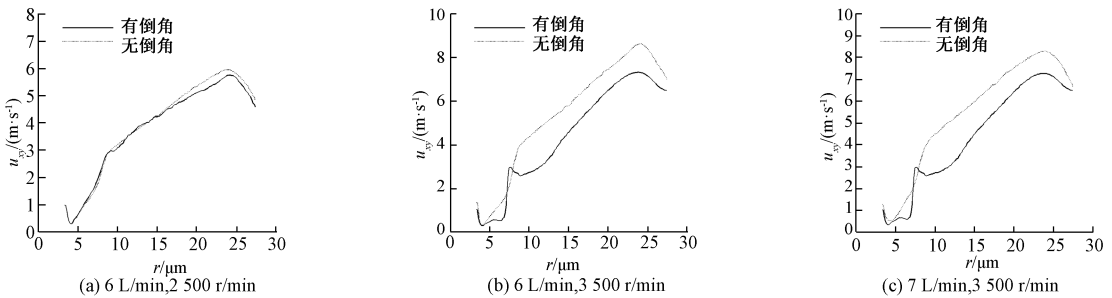


图 4 离叶轮最上端 1.2 mm 处,叶轮沿 r 方向的速度分布计算结果

Fig.4 CFD results of velocity magnitude along r direction (plane was located at 1.2 mm from top surface of the impeller blade)

(a) 6 L/min, 2 500 r/min, (b) 6 L/min, 3 500 r/min, (c) 7 L/min, 3 500 r/min

图 5 所示比较了平面位于离叶轮最上端 1.2 mm 处,不同工况下血泵叶片根部平面的流线分布情形。有、无倒角特征的流线图清晰显示了两叶片周围流动形态的差异。

2.3 溶血预测

不同工况下使用 Heuser 模型,有、无倒角特征的 CFD 溶血预测值和 FDA 发表的实验值对比如图 6 所示,可见有倒角特征的溶血预测值结果更接近实验值。

3 讨论

如表 1 所示,本研究中所有的 CFD 模型网格数

量近似于 FDA 发表的研究值(约为 9.4×10^6),从网格密度以及质量方面满足了研究要求。在设计工况下,有倒角特征的压头模拟结果与实验值的误差仅为 0.24%。在偏离设计工况时,CFD 计算结果和实验值的相对误差较大。而在 FDA 发表的 6~8 组针对相同标准化血泵的 CFD 分析中,也在同样的工况代号下出现了较大的数据离散。因此,CFD 模拟在偏离设计工况下精度偏低,是领域内科研人员需要解决的课题。

压头是宏观水力性能指标,是否对内部细节流场特性具有足够的敏感度一直是血泵计算流体力学领域的争论点。本研究发现,内部流场细部特

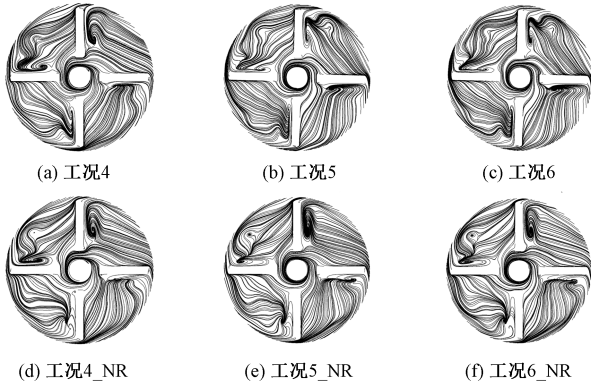


图5 不同工况下速度流线对比

Fig.5 Comparison of velocity streamlines under different working conditions (a) Working condition No.4, (b) Working condition No.5, (c) Working condition No.6, (d) Working condition No.4_NR, (e) Working condition No.5_NR, (f) Working condition No. 6_NR

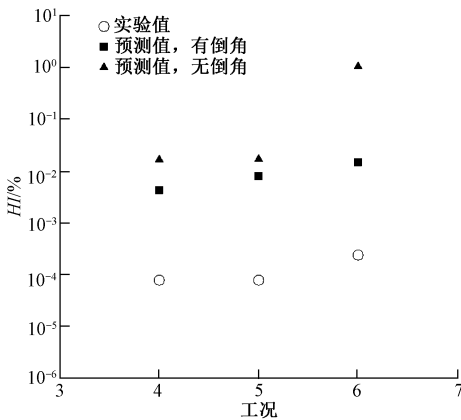


图6 溶血预测值与实验值对比

Fig.6 CFD hemolysis values in comparison with measurements

征(见图5)的差异和压头计算的预测(见表2)的差异存在一定的关联。从图5明显可以看出,该位置二次流动的特征不同,造成了局部流动损失机制的不同。从图4可以看出,在流量为6 L/min、转速为2500 r/min时,叶轮有、无倒角沿 r 方向的速度分布差异较小;在其他工况下,两者的差异较大,这正好与图5中在该方向的流线差异吻合:当流量为6 L/min、转速为2500 r/min时,叶轮有、无倒角在该方向的流线差异较小;其他工况时,两者在该方向的流线差异较大。

溶血性能指标对血泵内流动方式的变化更为敏感。本研究的结果也表明,即使有、无倒角特征

对宏观水力学指标——压头在不同工况下的预测精度不一致,有倒角特征的溶血指数依然一致更接近实验值。因此,对叶轮进行倒角处理,有利于优化血泵的性能。由式(6)可知,溶血量不仅与有效剪切应力有关,还与暴露在该剪切应力下的时间有关,故后续可探究暴露时间对溶血量的影响。

4 结论

血泵叶轮倒角特征对血泵压头(无倒角特征与有倒角特征压头计算值最大百分比差异为57.38%)、叶轮平面速度分布、叶轮内部流体流动形态等计算结果均有影响。由于溶血预测值基于流场应力计算获得,故叶轮有、无倒角对计算溶血值影响显著(两者最大误差超过1个数量级)。本研究对于更好使用CFD辅助血泵的血液相容性设计具有重要意义。

参考文献:

- [1] KIRKLIN JK, NAFTEL DC, STEVENSON LW, *et al.* INTERMACS database for durable devices for circulatory support; First annual report [J]. *J Heart Lung Transpl*, 2008, 27(10): 1065-1072.
- [2] KIRKLIN JK, NAFTEL DC, KORMOS RL, *et al.* Fifth INTERMACS annual report: Risk factor analysis from more than 6 000 mechanical circulatory support patients [J]. *J Heart Lung Transpl*, 2013, 32(2): 141-156.
- [3] 戴璇, 乔爱科. 计算流体力学在脑动脉瘤诊治中的应用[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(5): 461-466.
- DAI X, QIAO AK. Application of computational fluid dynamics in clinical treatment of cerebral aneurysms [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(5): 461-466.
- [4] 邓达人, 孟春玲, 冯敏山, 等. 流体动力学网格划分技术在骨骼有限元建模中的应用[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 442-447.
- DENG DR, MENG CL, FENG MS, *et al.* Application of CFD mesh generation technology in finite element modeling of skeleton [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 442-447.
- [5] 张宝宁, 张扬军, 吴玉林, 等. 应用CFD对人工血泵流场进行数值仿真[J]. *中国生物医学工程学报*, 2002, 21(1): 41-45.
- [6] NASSAU CJ, WRAY TJ, AGARWAL RK. Computational fluid dynamic analysis of a blood pump: An FDA critical path initiative [C]// *Proceedings of ASME/JSME/KSME 2015 Joint Fluids Engineering Conference*; Seoul: [s.n.], 2015.

- [7] MARINOVA V, KERROUMI I, LINTERMANN A, *et al.* Numerical analysis of the FDA centrifugal blood pump [C]//Proceedings of 2016 NIC Symposium. Forschungszentrum: [s.n.], 2016: 355.
- [8] MALINAUSKAS RA, HARIHARAN P, DAY SW, *et al.* FDA benchmark medical device flow models for CFD validation [J]. *ASAIO J*, 2017, 63(2) : 150-160.
- [9] YU SCM, NG BTH, CHAN WK, *et al.* The flow patterns within the impeller passages of a centrifugal blood pump model [J]. *Med Eng Phys*, 2000, 22(6) : 381-393.
- [10] 阮晓东, 陈松松, 钱伟, 等. 基于溶血性能的离心式旋转血泵设计[J]. *中国生物医学工程学报*, 2011, 30(3) : 411-415.
- [11] 吴华春, 王志强, 龚高, 等. 离心式磁悬浮血泵内部流场数值仿真[J]. *解放军医药杂志*, 2013, 25(8) : 51-54.
- [12] 秦武. 固液两相流离心泵内部流场的数值模拟研究[D]. 长沙: 长沙理工大学, 2009.
- [13] 贾月梅. 流体力学[M]. 北京: 国防工业出版社, 2006.
- [14] HEUSER G, OPITZ R. A Couette viscometer for short time shearing of blood [J]. *Biorheology*, 1980, 17(1-2) : 17-24.
- [15] NISHINAKA T, SCHIMA HW, RAJEK A, *et al.* The Dura-Heart VAD, a magnetically levitated centrifugal pump: The University of Vienna bridge-to-transplant experience [J]. *Circ J*, 2006, 70(11) : 1421-1425.