

文章编号:1004-7220(2011)04-0367-06

基于主动脉内血泵的集中参数模型研究

谷凯云, 高斌, 常宇, 刘有军
(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要: 目的 为研究主动脉内血泵出入口的压力差和血液流率之间的关系,并以此预测血泵的血流动力学参数,建立主动脉内血泵非线性集中参数模型。方法 该模型依靠血泵本体参数,不包含循环系统的血流动力学参数。模型包括:电流源,与血泵转速相关,表示被血泵叶轮推出的流率;内阻,用来模拟主动脉内血泵径向间隙之间的阻力;电感,表示流过主动脉内血泵径向间隙的血液的惯性。结果 模型可模拟从肺淤血到心室塌陷等各种心脏的生理状态。通过模型得到了血泵的特征方程,方程中参数值由体外循环实验确定。结论 通过比较预测血泵压力差和实际测量压力差验证特征方程准确性,结果显示误差小于5%,因此该模型能够准确预测血泵压力差。

关键词: 主动脉内血泵;集中参数模型;压力差;流率;建模;血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Research on lumped parameter model based on intra-aorta pump

GU Kai-yun, GAO Bin, CHANG Yu, LIU You-jun (School of Life Science and BioEngineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Objective Try to set up a nonlinear lumped parameter model of intra-aorta pump by studying the relationship between the pressure difference and the blood flow rate at the head of the pump, so as to predict the hemodynamic parameters of the pump. **Methods** Only the parameters of the pump, without hemodynamic parameters of the circulating system, were used to establish the model. It was composed of a speed-controlled current source representing the flow rate driven by impeller, an internal resistant representing the resistance of the radial clearance, an inductance denoting the inertance of the blood. **Results** The model could simulate the physiological status of the heart under all the situations from pulmonary congestion to ventricular collapse. The characteristic equation of the pump was derived with parameters determined by experimental data *in vitro*. **Conclusions** To verify the accuracy of the model, the prediction value calculated from the model was compared with the one recorded from experiment *in vitro*. The results showed that the error in between was less than 5%, which indicated that this model could predict the pressure difference of the pump accurately.

Key words: Intra-aorta pump; Lumped parameter model; Pressure difference; Flow rate; Modeling; Hemodynamics

心脏移植是最有效的心衰治疗手段,但由于心脏供体不足,使得心脏移植受到了很大程度上的限制,因此心室辅助装置逐渐成为了心脏移植的替代治疗方案^[1]。微型轴流泵拥有体积小^[2]、便于移

植^[3]、运行功耗低以及制造成本低等优点,在过去的20年间得到了广泛的关注。无导管轴流泵是一种新型轴流血泵,主要包括动力性主动脉瓣(DAV)^[4]、主动脉瓣泵^[5-6]和功能性全人工心脏^[7]。

收稿日期:2010-12-31;修回日期:2011-02-15

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10872013,11072012,31070754),北京市自然科学基金(3092005),北京工业大学人才强教深化计划(015000543111503)

通讯作者:常宇,Tel:(010)67392855;E-mail:changyu@bjut.edu.cn.

这类血泵可直接把血液从左心室泵入到主动脉而不需要旁路导管,其结构消除了传统血泵中最可能产生血栓的位置。当无导管血泵被放置到主动脉瓣后,主动脉瓣会在一定程度上受到损伤,一方面是因为手术移植时会损伤主动脉瓣;另一方面是因为移植之后主动脉瓣会一直处于开启状态,从而造成主动脉瓣的功能丧失。为了解决上述问题,北京工业大学人工心脏小组自主开发了主动脉内血泵(见图1)^[8]。此血泵被植入到主动脉根和主动脉弓之间,极大程度地减小了主动脉瓣的损伤。主动脉内血泵由旋转的叶轮、带有螺旋形弯曲面的导尾、轴承和外壳组成。血泵的长度为40 mm,最大外径为20 mm,重量为40 g。血泵通过放置在体外的动力系统来驱动,通过外部控制系统调节动力系统,从而控制血泵转速。

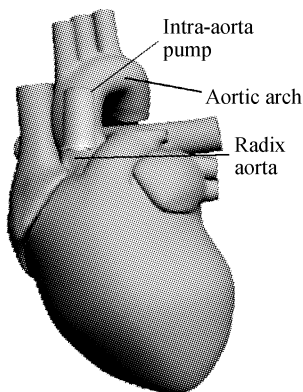


图1 主动脉内血泵示意图

Fig.1 The intra-aorta pump diagram

为了优化血泵的结构和性能,血泵的血流动力学特性被广泛研究。目前主要的研究方法包括血流动力学数值模拟、集中参数模型和体外循环试验3种。2000年,Anderson等^[9]利用流体动力学数值模拟(CFD)方法建立了一个CFVAD3型血泵模型,根据该模型分析血泵的血流动力学特性,并通过计算结果优化血泵的结构设计及分析血泵对于血细胞的破坏作用。结果证明这种方法可以取得很好的效果。2002年,Giridharan等^[10]建立了一个VAD的集中参数模型。其中VAD的负载转矩被定义为血液流率和血泵转速的3次方函数。通过实验数据拟合得到经验公式中参数值,并利用经验公式计算得到血泵输出流率和血泵两端压力差。2005年,Boston

等^[11]建立了一个非线性时变的血泵模型。这个模型由一个自然心脏的集中参数模型和Nimbus血泵的经验公式组成,其中血泵的经验公式被定义成血泵两端压力差、血泵输出流量和血泵转速的函数。另外,由于模型的结构和参数全部由实验数据确定,因此其结构、阶次和参数的精度会受到测量噪声的干扰。2005年,白净等^[12]设计了动力性主动脉瓣(DAV)和相关循环系统的数学模型。利用该模型计算DAV植入后的血泵输出流量和压力差,模型包括人体循环系统的数学模型。2008年,Yu等^[13]设计了经皮心室辅助系统的非线性模型。该模型由主动脉根、主动脉弓的集中参数模型和血泵经验公式组成。模型中的血泵经验公式被定义成血液流率和血泵两端压力差的函数。

上述模型部分利用计算流体力学(CFD)计算或与人体循环系统的数学模型相结合,可较准确地计算出血泵的输出流量和压力差,但实时计算相对复杂。上述模型部分与经验公式相结合,因此模型针对性很强,限制了模型的使用范围。此外,上述模型利用电压源构建血泵模型,模拟发生心室塌陷时血泵工作状态相对困难。

本文建立了一个独立于循环系统参数的集中参数血泵模型。在该模型中,血泵的叶轮被模拟成与速度相关的电流源,内电阻表示泵的径向间隙中的阻力,电感模拟通过血泵的血液惯性。该模型可以模拟从肺淤血到心室塌陷之间各种血流状态。模型中的各部分均有明确的物理意义,扩大了血泵模型的使用范围,并通过体外循环试验验证了模型的有效性。

1 材料和方法

1.1 体循环模型的描述与分析

血液在血管内流动符合Poiseuille定律:

$$p = f(Q) \quad (1)$$

式中: p 代表血管两端压力差, Q 代表血管中血液流率, $f(\cdot)$ 表示连续可微的非线性函数,满足 $f(0) = 0$ 。近期相关研究发现^[12,14],当血泵流率增加时,血泵两端压力差会相应减小。因此,当主动脉内血泵输出流量为0时,应存在一个函数 $C(\omega)$,满足

$$p(\omega, Q) = C(\omega) - R_0(\omega)Q \quad (2)$$

式中: ω 是泵的转速, $C(\omega)$ 和 $R_0(\omega)$ 是根据实验数

据拟合的多项式系数。根据式(2),推导出主动脉内血泵的集中参数模型(见图2)。

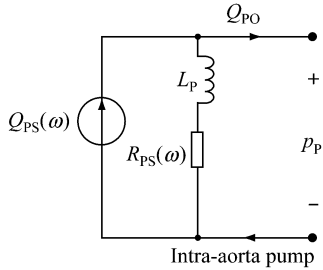


图2 主动脉内血泵集中参数模型
 Fig.2 The lumped parameter model of intra-aorta pump

在该模型中,电压表示血压,电流模拟血流。该主动脉内血泵的模型不同于其他血泵集中参数模型,采用了电流源而非电压源。模型由电流源、内阻和内电感组成,其中阻代表血泵径向间隙的阻力特性,电感代表血泵中血流的惯性(见图3)。

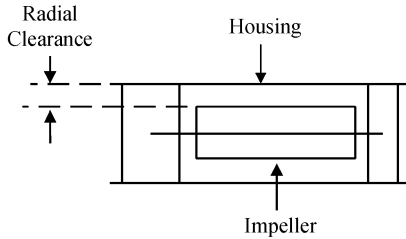


图3 主动脉内血泵机械结构示意图
 Fig.3 The mechanical structure diagram of intra-aorta pump

该模型可以模拟循环系统的各种状态,不需任何无实际意义的组件。当肺淤血时,通过血泵的血流量超过了血泵叶轮的泵出量,即 $Q_{PO} > Q_{PS}(\omega)$ 。 Q_{P1} 是两者之差,血流会从泵的径向间隙穿过。因为 Q_{P1} 经过内阻和内电感,所以血泵入口的压力高于出口处的压力。这种现象与临床记录一致。由图2可知,血泵压力差是关于叶轮转速和血泵流率的函数,可以表示为

$$P_P(\omega, Q_{PO}) = R_{PS}(\omega) Q_{PS}(\omega) - R_{PS}(\omega) Q_{PO} + L_P \frac{d(Q_{PS}(\omega) - Q_{PO})}{dt} \quad (3)$$

$$L_P = l \frac{4\rho}{\pi r_{im} r_{ho}} \quad (4)$$

式中: Q_{PO} 是血泵的输出量, Q_{PS} 为叶轮推出的血量, R_{PS} 定义为主动脉内泵径向间隙阻力, R_{PS} 被定义为

叶轮转速的函数。 L_P 表示主动脉内泵径向间隙中血流的惯性,由式(4)表示^[14]。其中 l 是血泵的长度, r_{im} 是叶轮的直径, r_{ho} 是血泵外壳的内径, ρ 是血液密度。由式(3)可知,该模型中不包含循环系统的参数,只与血泵转速和血泵流量相关。

由于该模型主要用于研究稳定状态下血泵压力差和输出流量,故可将压力—血流方程(3)化简为

$$P_P(\omega, Q_{PO}) = R_{PS}(\omega) Q_{PS}(\omega) - R_{PS}(\omega) Q_{PO} \quad (5)$$

根据类比原理,其中 $R_{PS}(\omega) Q_{PS}(\omega)$ 和 $R_{PS}(\omega)$ 分别和式(2)中的多项式系数 $C(\omega)$ 和 $R_0(\omega)$ 相同,因此,可得

$$\left. \begin{aligned} R_{PS}(\omega) Q_{PS}(\omega) &= C(\omega) \\ R_{PS}(\omega) &= R_0(\omega) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

2 结果

为了辨识模型中的参数以及验证模型预测的准确度,本文设计了体外循环模拟实验。通过改变血泵转速和外周阻力,获得不同的压力差和血流量数据。模拟实验装置如图4所示,其中包括1个腔室用来模拟左心室压;直径20mm的硅胶管模拟主动脉;1个超声流量探头(脉冲多普勒超声血液系统)固定在血泵出口测量流量;在主动脉根部和动脉弓之间放置2个压力传感器,用来测量主动脉内血泵出入口压力;通过手动调节阻尼阀,实现所需流量或压差。实验溶液为33%的甘油,模拟37℃时血液的黏度。

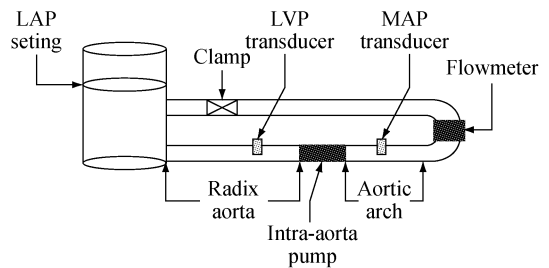


图4 体外循环模拟实验装置原理图
 Fig.4 The diagram of experiment device for extracorporeal circulation simulation

上述实验装置被用来计算血泵内阻 $R_{PS}(\omega)$ 。实验过程如图5所示,血泵转速从3 960 r/min等步长增加到7 860 r/min,步长为300 r/min;在每个设

定转速值,通过调整阻尼阀,使血泵流率从 2 L/min 等步长增加到 7 L/min,步长为 1 L/min。

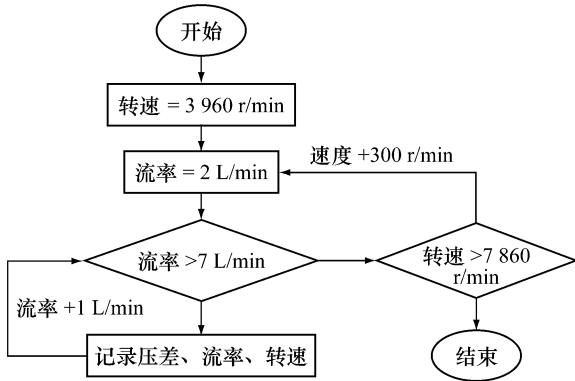


图5 实验流程图
Fig.5 The experiment flow chart

实验结果如图 6 所示,其中横坐标表示血泵流率,纵坐标表示血泵两端压力差。由图 6 可知,血泵压力差与流率近似成线性关系;图 6 中曲线的截距随着叶轮转速的提高而增加。 $R_{PS}(\omega)$ 就是每条线斜率(见表 1)。通过最小二乘法处理数据,可以表示成:

$$R_{PS}(\omega) = -0.58 + 0.086\omega \quad (7)$$

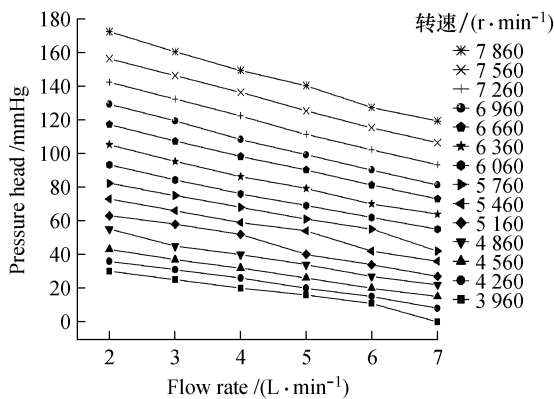


图6 主动脉内血泵压差-流率关系
Fig.6 The relationship between pressure difference and flow rate of intra-aorta pump

通过类似的实验,确定多项式系数 $R_{PS}(\omega)$ $Q_{PS}(\omega)$ 的值。 $Q_{PO}(\omega)$ 维持 0 L/min, 血泵转速从 3 960 r/min 等步长增加到 7 860 r/min, 步长位 300 r/min;在每个设定速度点上记录稳定的血泵出入口压力差,详细数据如表 2 所示。

表1 血泵内阻与转速数据

Tab.1 The data of pump resistance and rotational speed

| $R(\omega)/(mmHg \cdot min \cdot L^{-1})$ | $\omega/(r \cdot s^{-1})$ |
|---|---------------------------|
| 4.9 | 66 |
| 5.4 | 71 |
| 5.6 | 76 |
| 6.5 | 81 |
| 7.5 | 86 |
| 7.5 | 91 |
| 7.6 | 96 |
| 7.5 | 101 |
| 8.2 | 103 |
| 8.7 | 111 |
| 9.6 | 116 |
| 9.9 | 121 |
| 10.0 | 126 |
| 10.7 | 131 |

注:1 mmHg = 133.322 Pa

表2 $Q_{PO} = 0$ 时血泵压力差与转速数据

Tab.2 The data of difference pressure and rotational speed when $Q_{PO} = 0$

| 压差/mmHg | 转速/(r · s ⁻¹) |
|---------|---------------------------|
| 7 | 42 |
| 11 | 47 |
| 16 | 51 |
| 23 | 56 |
| 29 | 61 |
| 35 | 66 |
| 43 | 71 |
| 47 | 76 |
| 57 | 81 |
| 63 | 86 |
| 73 | 91 |
| 82 | 96 |
| 94 | 101 |
| 105 | 106 |
| 119 | 111 |
| 131 | 116 |
| 144 | 121 |
| 160 | 126 |
| 175 | 131 |
| 189 | 136 |
| 206 | 141 |

根据实验结果, $R_{PS}(\omega)Q_{PS}(\omega)$ 被设计成血泵转速的二次函数。利用最小二乘法拟合数据, 得到 $R_{PS}(\omega)Q_{PS}(\omega)$ 如式(8)所示。将式(7)和(8)代入式(5)得到血泵的数学模型, 得到主动脉内血泵压力-流率方程:

$$R_{PS}(\omega)Q_{PS}(\omega) = 0.0115\omega^2 + 0.079\omega - 15.5 \quad (8)$$

$$R_P(\omega, Q_{PO}) = (0.00115\omega^2 + 0.079\omega - 15.5 - (0.086\omega - 0.58)Q_{PO})g(\omega - \omega_{limit}) \quad (9)$$

$$g(\omega - \omega_{limit}) = \begin{cases} 1, & \omega \geq \omega_{limit} \\ 0, & \omega < \omega_{limit} \end{cases} \quad (10)$$

式中: Q_{PO} 表示血泵输出流量, p_P 表示血泵两端压力差, ω 表示血泵转速, ω_{limit} 表示模型的门限速度, $g(\cdot)$ 是阶跃函数。

3 准确性验证

为了检验特征的准确性, 本文进行了另一组实验。实验中主动脉内血泵的输出流量从 2 L/min 等步长增加到 7 L/min, 步长为 1 L/min。在每一个流量情况下, 调节血泵转速和阻尼阀使血泵压力差从 20 mmHg 逐渐上升到 160 mmHg (1 mmHg = 133.322 Pa), 记录每个工作点上血泵的压力差、转速和流量。利用式(9)预测血泵压力差, 并将此结果与实际测量结果相比较, 利用下式计算两者之间的最大相对误差为

$$E_{max} = \max_{i=1}^{14} \left(\frac{|P_{im} - P_{ip}|}{P_{im}} \right) \quad (11)$$

式中: E_{max} 是最大误差, $\max(\cdot)$ 函数的功能是返回序列中最大的数值, p_{ip} 表示第 i 个工作点的压力差。

图 7 中横坐标表示压力测量值, 纵坐标表示预测值。图 7(a)~(d) 反映了血液流率由 3 L/min 到 6 L/min 时, 血泵压力差模型值和与测量值之间的关系。根据式(11)计算得到计算值与测量值之间的最大相对误差为 5%, 表明该模型可以比较准确地计算出血泵的压力差。

4 讨论

主动脉内血泵是一种结构简单的新型心室辅助装置。由于主动脉内血泵不需要经皮导线连接, 所以很难直接测量血泵流量和压力信号。为了预测血泵流量和压力差, 本文建立了主动脉内血泵的非线

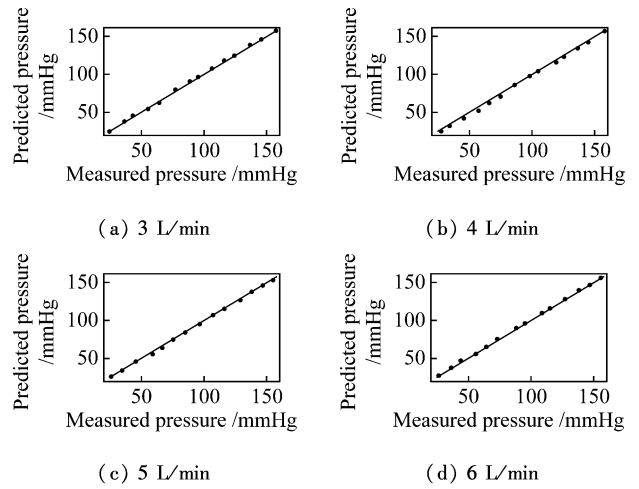


图 7 模型预测结果

Fig. 7 The predicted results of the model

性集中参数模型。在本文中, 主动脉内血泵由速度控制的电流源、内阻和电感组成。相比于其他集中参数模型, 这种结构的优势为: 一方面, 与电压源模拟心室辅助装置的模型相比, 本文中的模型可以模拟从抽吸到肺淤血等各种生理状态下的血流动力学情况; 另一方面, 由于该模型中所有组件都具有明确的物理意义, 其中内阻表示血泵径向间隙的阻力, 电感表示血泵中的血液惯性。这就意味着, 在利用 CFD 进行血泵结构设计阶段, 血泵内阻和电感方程可以直接计算出来, 然后通过实验来测试该模型的准确性, 并利用实验数据修正误差。这样可以将数值模拟、集中参数模型和实验法结合使用, 优化血泵结构。其中集中参数模型法用来建立血泵模型的结构, 利用数值模拟的方法来计算参数方程, 利用体外实验测试模型的准确性以及修正模型误差。由于该模型不包括循环系统参数, 因此扩大了血泵模型的使用范围。

本文提出的模型是建立在血流动力学分析和实验数据基础之上, 根据血流动力学分析确定模型的结构, 包括参数数量和阶数, 利用实验数据计算参数值。因此, 此模型可应用到压力-流量 ($H-Q$) 关系相似的血泵中, 不改变模型结构, 只需重新计算模型参数即可。此外, 模型的输出是各项血流动力学参数平均值。例如, 式(5)中的血泵两端压力差是血泵压力差的平均值。而这些血流动力学参数的平均值是具有生理意义的, 它们可以反映循环系统和血泵

工作状态。在实际应用中,血流动力学参数平均值已被应用到各种心室辅助装置的控制系统中^[16-18]。

本文提出的模型是建立在稳定的血流状态下,由于计算模型参数的实验数据均来自体外循环实验,而且循环系统中的测试液并不是血液,因此该模型不能反映搏动血流状态。另外,由于该模型用于研究稳态的血流和血压状态,因此模型中忽略了血液惯性。这会导致模型不适合用来预测循环系统中血流与血压的瞬时值^[19]。为了克服这个问题,需将心脏的集中参数模型与此血泵模型相结合研究。

5 结论

本文建立一个主动脉内血泵的非线性集中参数模型预测主动脉内血泵的压力差和血流量。此模型是由速度相关的电流源、内阻和电感组成。速控电流源表示由叶轮推出的血液量,内阻模拟了血泵的径向间隙的阻力,电感表示的是血液的惯性。该模型可以模拟从抽吸到肺淤血等各种血流动力学状态。为了确定模型参数并验证模型的准确度,本文进行了体外循环实验。实验结果表明,该模型能够准确预测血泵压力差,最大误差小于5%。

参考文献:

- [1] Untaroiu A, Throckmorton AL, Patel SM, *et al.* Numerical and experimental analysis of an axial flow left ventricular assist device: The influence of the diffuser on overall pump performance [J]. *Artif Organs*, 2005, 29 (7) : 581-591.
- [2] DeBakey ME. The odyssey of the artificial heart [J]. *Artif Organs*, 2000, 24 (6) : 405-411.
- [3] 高斌,谷凯云,常宇. 主动脉内血泵的全程滑模控制器设计 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26 (3) : 279-285.
Gao B, Gu KY, Chang Y. Design of a global sliding mode controller for intra-aorta pump [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26 (3) : 279-285.
- [4] Kirsch L, Timmermans T, Van Caenegem O, *et al.* Allo-sensitization in bridge to transplant Novacor left ventricular assist device patients: Analysis of long-term outcomes with regard to acute rejection and chronic allograft vasculopathy [J]. *Eur J Cardio-Thorac*, 2008, 34 (2) : 268-274.
- [5] Li GR, Ma WG, Zhu XD. Development of a new left ventricular assist device: The dynamic aortic valve [J]. *ASAIO J*, 2001, 47 (3) : 257-260.
- [6] Qian KX, Wang D, Topaz SR, *et al.* Use of aortic valve-pumps placed in valve annulus for long-term left ventricular assist [J]. *ASAIO J*, 2005, 51 (6) : 736-738.
- [7] Li GR, Zhu XD. Development of the functionally total artificial heart using an artery pump [J]. *ASAIO J*, 2007, 53 (3) : 288-291.
- [8] Gao B, Song M, Chang Y. A controller design for an axial flow blood pump based on back-EMF without delay [C] // 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Beijing: [s. n.], 2009.
- [9] Jay A, Houston GW, Paul EA, *et al.* Numerical analysis of blood flow in the clearance regions of a continuous flow artificial heart pump [J]. *Artif Organs*, 2000, 24 (6) : 492-500.
- [10] Guruprasad AG, Mikhail S, Donald BO, *et al.* Modeling and control of a brushless DC axial flow ventricular assist device [J]. *ASAIO J*, 2002, 48 (3) : 272-289.
- [11] Antonio F, Chen SH, Simaan MA, *et al.* A nonlinear state-space model of a combined cardiovascular system and a rotary pump [C] // Proceedings of the 44th IEEE Conference on Decision and Control, and the European Control Conference. Seville: [s. n.], 2005.
- [12] Xia DD, Bai J. Simulation study and function analysis of micro-axial blood pumps [J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2005, 3 : 2971-2974.
- [13] Yu YC, Simaan MA, Mushi SE, *et al.* Performance prediction of a percutaneous ventricular assist system using nonlinear circuit analysis techniques [J]. *IEEE T Bio-Med Eng*, 2008, 55 (2) : 419-429.
- [14] Xiong L, Jing B, He P. Simulation study of the Hemopump as a cardiac assist device [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2002, 40 (3) : 344-353.
- [15] Simaan MA, Ferreira A, Chen SH, *et al.* A dynamical state space representation and performance analysis of a feedback-controlled rotary left ventricular assist device [J]. *IEEE Tran Control Syst Technol*, 2009, 17 (1) : 15-28.
- [16] Giridharan GA, Pantalos GM, Gillars KJ, *et al.* Physiologic control of rotary blood pumps: An in vitro study [J]. *ASAIO J*, 2004, 50 (5) : 403-409.
- [17] Giridharan GA, Skliar M. Physiological control of blood pumps using intrinsic pump parameters: A computer simulation study [J]. *Artif Organs*, 2006, 30 (4) : 301-307.
- [18] 刘肖,孙安强,占帆,等. 动脉血流旋动原理在人造血管研制和血管移植术中的应用 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25 (5) : 334-337.
Liu X, Sun AQ, Zhan F, *et al.* Clinical application of the swirling flow mechanism in arterial prostheses and bypasses [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25 (5) : 334-337.
- [19] Bertram CD. Measurement for implantable rotary blood pumps [J]. *Physiol Meas*, 2005, 26 (4) : 99-117.