

文章编号:1004-7220(2022)01-0112-06

基于电机参数的离心式左心室辅助装置流量估算方法

陆腾飞¹, 陈琛^{1,2}

(1. 苏州大学 机电学院, 江苏 苏州 215131; 2. 苏州同心医疗器械有限公司, 江苏 苏州 215123)

摘要:目的 针对苏州同心医疗器械有限公司研制的 CH-VAD 型血泵进行研究,利用血泵中可获得的电压、电流、转速、占空比以及流体的黏度作为输入,建立实时估算血泵流量的方法。**方法** 将血泵系统拆解为电机和离心泵两个模块单独进行分析。首先根据电机的电压、电流、转速以及占空比计算得到电机的输出力矩,然后通过实验测试在不同转速和黏度下流量与力矩的关系,并根据实验数据建立拟合模型。**结果** 1、2号血泵拟合优度分别达到0.982 6和0.982 9。利用拟合所得参数进行验证,在黏度变化时,1、2号血泵流量估算的均方根误差分别为0.260、0.274 L/min,且两台血泵的拟合参数和估算结果具有很好的一致性。该流量估算方法能够实时跟随实际流量波形,对平均流量的估算精度不受脉动条件的影响。**结论** 提出的流量估算方法适用于 CH-VAD 血泵,能够在转速1 600~3 600 r/min、流量0.4~8 L/min、黏度1.2~5 mPa·s 范围内准确估算血泵的流量,且在脉动条件下能够很好跟随流量波形。

关键词:流量估算;黏度;心衰;左心室辅助装置;离心泵

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.017

Flow Estimation Method of Centrifugal Left Ventricular Assist Device Based on Motor Parameters

LU Tengfei¹, CHEN Chen^{1,2}

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Soochow University, Suzhou 215131, Jiangsu, China;
2. CH Biomedical, Inc., Suzhou 215213, Jiangsu, China)

Abstract: Objective To study CH-VAD blood pump developed by CH Biomedical Inc., a method for estimating the real-time flow of blood pump was established by using the voltage, current, speed, duty cycle, and fluid viscosity as the input data. **Methods** The blood pump system was disassembled into two modules, the motor and the centrifugal pump. Firstly, the output torque of the motor was calculated according to the voltage, current, speed and duty cycle of the motor, then the relationship between flow and torque at different speeds and viscosities was tested through experiments, and a fitting model was established based on the experimental data. **Results** The fit goodness of Pump 1 and Pump 2 reached 0.982 6 and 0.982 9, respectively. The fitting parameters were used for verification. When the viscosity changed, the root mean square error for the estimated flow of Pump 1 and Pump 2 was 0.260 and 0.274 L/min, respectively. The fitting parameters and estimated results of the two blood pumps were in good agreement. The flow estimation method could follow the actual flow waveform in real time, and the accuracy of the estimated average flow was not affected by the pulsation. **Conclusions** The flow estimation method proposed in this paper is suitable for CH-VAD blood pumps. It can accurately estimate the flow of blood pumps in the range of speed 1 600-3 600 r/min, flow 0.4-8 L/min, viscosity 1.2-5 mPa·s, and can follow the flow waveform well under pulsating conditions.

Key words: flow estimation; viscosity; heart failure; left ventricular assist device; centrifugal pump

收稿日期:2021-02-23; 修回日期:2021-03-04

通信作者:陈琛,教授, E-mail: chenchen@suda.edu.cn

目前,心力衰竭已成为全球性的医疗健康问题,严重威胁着国民的健康,同时也给国家的公共卫生事业带来巨大压力^[1]。包括高血压、冠心病在内的多数心血管疾病都可能最终导致心衰^[2]。对于重度心衰患者,药物治疗周期长,且副作用大^[3]。心脏移植是目前治疗心力衰竭最有效的手段,但合适的心脏供体非常有限^[4]。据推算,中国现有约890万心衰患者,但在2015~2018年我国仅完成心脏移植1583例^[5]。在发达国家,以美国Thoratec公司研制的HeartMate II和美国HeartWare公司研制的HVAD为代表的左心室辅助装置被用于心衰治疗,并证明具有出色的植入存活率^[6]。在国内,苏州同心医疗器械有限公司研发的全磁悬浮左心室辅助装置CH-VAD也已获得临床审批。

在左心室辅助装置的临床应用中,流量是一个表征装置运行工况的重要参数,而使用流量传感器会增加血泵的成本、体积和功耗,同时也存在可靠性问题^[7]。因此,一般通过血泵电压、转速、电流等参数间接估算血泵流量。国外研究机构多使用血泵的入泵功耗和转速估算流量,并引入流体黏度对估算方法进行修正^[8-12]。由于血泵之间的设计不同,针对不同血泵所得出的估算方案有很大差异,没有统一的估算方法。Khare等^[13]使用轴流式磁悬浮血泵的转子轴向位移估算血泵两端的压差,并根据血泵HQ曲线估算流量;该方法受流体黏度影响较小,但难以应用在离心式血泵上。Pai等^[14]基于离心式磁悬浮血泵的径向扰动力估算流量,该方法同样受黏度影响较小,但黏度恒定时估算精度不如基于电机功耗的估算方法。文献[15-17]中运用BP神经网络估算流量,以血泵功耗和转速作为输入,但未考虑流体黏度的变化。

本文将血泵细分为电机和离心泵两个模块,首先基于电机的检流和驱动方式建立计算电机力矩的方法,再根据水力学测试确定不同转速和流体黏度下血泵流量和力矩的关系,最终建立流量估算方法,并在体外脉动实验台上验证。

1 流量估算方法

1.1 电机输出力矩计算

CH-VAD内部的驱动电机为无刷直流电机。根据图1所示电机的驱动电路可知,电路实际检测的

是电机的母线电流,而非流过线圈的电流。电机采用H_PWM_L_ON的驱动方式,以U相上管导通、W相下管导通为例。当PWM打开时, Q_1 、 Q_4 打开,电流由电源流经母线和线圈到地,此时母线和线圈中的电流相等。当PWM关断时, Q_1 关断、 Q_4 保持打开,电机中存在的续流流过 Q_2 中的体二极管和线圈,但不经过母线。因此,电机母线仅能表征PWM打开时的电流,母线电流经IV转换、放大、滤波后所采集到的均值要低于线圈电流,但根据无刷电机的数学模型,计算电机电磁力矩所需的是电机的线圈电流。

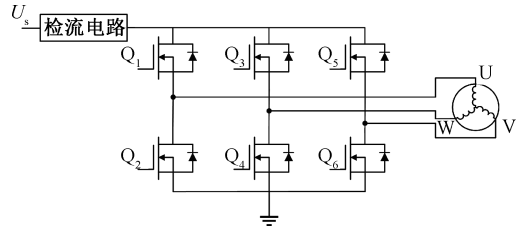


图1 电机驱动电路

Fig.1 Schematic diagram of the motor drive circuit

电机的电压方程为:

$$u = Ri + L \frac{di}{dt} + k_e \omega \quad (1)$$

式中: u 为线圈两端电压; i 为线圈电流; R 、 L 分别为电机线圈的电感和电阻; k_e 为电机的反电动势系数; ω 为电机转速。根据能量守恒定律,电源供给电机的能量与电机上消耗的能量相同,即

$$\int_t^{t+T} u_s i_b dt = \int_t^{t+T} \left(Ri^2 + iL \frac{di}{dt} + ik_e \omega \right) dt \quad (2)$$

式中: i_b 为母线电流; u_s 为电源电压; T 为PWM周期。由于电机在稳态工作时,1个PWM周期内电感上消耗的能量为零,故式(2)可以化简成:

$$\int_t^{t+T} u_s i_b dt = \int_t^{t+T} (Ri^2 + ik_e \omega) dt \quad (3)$$

根据积分中值定理可得:

$$U_s I_b = RI^2 + Ik_e \omega \quad (4)$$

式中: U_s 为电源电压均值; I_b 为母线电流均值; I 为线圈电流均值。电机线圈电流均值的计算式为:

$$I = \frac{1}{2R} (\sqrt{(k_e \omega)^2 + 4RU_s I_b} - k_e \omega) \quad (5)$$

而无刷直流电机的输出力矩可以表示为:

$$T_p = k_t I - J \dot{\omega} \quad (6)$$

式中: T_p 为电机的输出力矩; k_r 为电机的力矩常数; J 为转子的转动惯量。

1.2 流量与力矩的关系

血泵工作时,认为电机输出的力矩等于叶轮推动流体时所受的反作用力矩。为研究流量与力矩之间的关系,搭建水力学测试装置。实验装置由血泵、阻尼阀、液体容器、流量计和恒温装置组成。血泵安装于液体容器的侧面,血泵工作时从容器中抽取液体并送往回路。回路中的阻尼阀可以调节回路的阻尼,以间接调节流量。液体容器有助于排出回路中的空气,同时也可以降低液体泄漏和蒸发对实验的影响。回路中安装的电磁流量计(SM6000, IFM公司,德国)能够实时显示流量,实验时使用甘油水溶液模拟一定黏度的血液,为提高流量计的精度,在溶液中添加少许氯化钠,配制溶液并加入少许氯化钠后使用黏度计(NDJ-5S,上海平轩科学仪器有限公司),测得溶液黏度为 $2.78 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ 。为避免室温波动对溶液黏度产生影响,装置中安装了1个恒温装置以维持溶液温度。

实验在1、2号两台血泵上测试,以验证实验的可重复性。实验测试的转速范围为 $1\ 600 \sim 3\ 600 \text{ r/min}$,流量的测试范围为 $0.4 \sim 8.0 \text{ L/min}$,涵盖了血泵设计工况的范围。血泵自身设计有采集转速、电源电压、母线电流的功能,实验时利用计算机与血泵通信,读取转速、电压和母线电流。利用母线电流计算线圈电流难免存在误差,为获得更准确的线圈电流数据,且实验时具备拆除血泵后盖直接测量线圈电流的条件,使用示波器(MDO3034, Tektronix公司,美国)采集电机的线圈电流。保存1个电周期的数据后利用Python语言编写处理程序,以获取线圈导通时的平均电流,而电机的输出力矩则使用式(6)计算得到。

实验测得两台血泵在黏度为 $2.78 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ 的溶液中,流量与力矩的关系如图2所示。实验表明,两台血泵的测试数据非常接近,图2中许多数据点都重合在一起,在流量与力矩关系上表现出一致的规律,即在同一转速下转子所受的力矩随流量增加而增加,呈线性增长。因此,在同一转速下流量和力矩的关系可表示为:

$$T_p = AQ + B \quad (7)$$

式中: A 和 B 为经验系数,可通过水力学测试的数据

利用最小二乘法拟合得到。

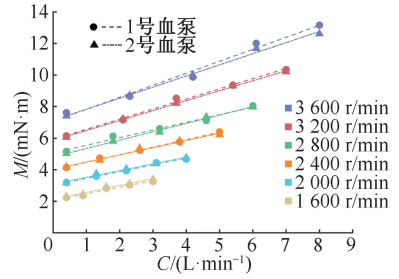


图2 不同转速下流量与力矩关系

Fig.2 Relationship between flow and torque at different speeds

同时可以发现,拟合系数 A 和 B 均会随着转速的变化而变化,两台血泵的拟合系数 A 和 B 与转速的关系如图3所示。

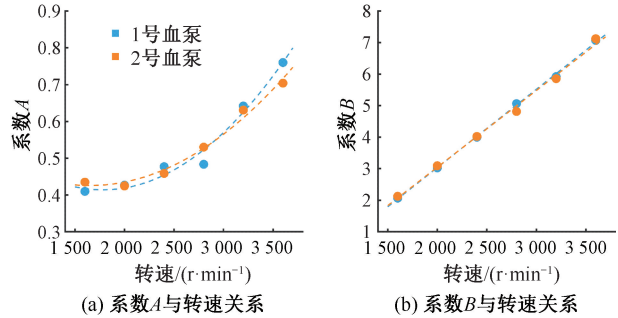


图3 拟合系数与转速关系

Fig.3 Relationship between fitting coefficient and speeds

(a) Relationship between coefficient A and speeds,

(b) Relationship between coefficient B and speeds

结果表明,系数 A 与转速的关系可用二次函数很好地拟合,而系数 B 与转速有很好的线性回归关系,用一次函数即可拟合。即系数 A 、 B 与转速的关系为:

$$\begin{cases} A = k_1\omega^2 + k_2\omega + k_3 \\ B = k_4\omega + k_5 \end{cases} \quad (8)$$

式中: k_1 、 k_2 、 k_3 、 k_4 和 k_5 为根据实验数据拟合得到的系数。利用该方法分别对两台血泵的测试数据进行拟合,拟合优度分别达到0.987和0.975,达到了较好的拟合效果。因此,可以得到如下的流量估算公式:

$$Q = \frac{T_p - k_4\omega - k_5}{k_1\omega^2 + k_2 + k_3} \quad (9)$$

1.3 流体黏度对流量估算的影响

研究表明,流体黏度对于流量估算具有很大影

响。因此,在水力学测试装置中对两台血泵进行不同黏度下的测试。测试时选用6个黏度值,分别为1.22、2.15、2.78、3.65、4.58、5.06 mPa·s。两台血泵的测试数据如图4所示。

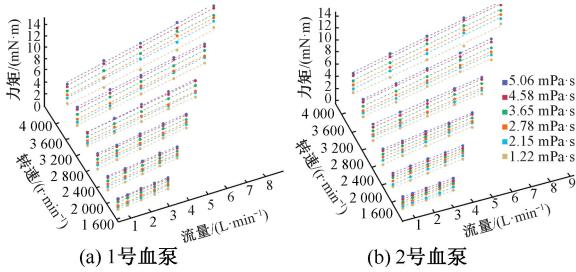


图4 不同黏度下流量与力矩的关系

Fig.4 Relationship between flow and torque at different viscosities (a) Pump 1, (b) Pump 2

测试数据表明,式(7)、(8)所展示的流量与力矩之间的关系会产生偏移,其偏移量与流量大小无关,但与液体黏度和血泵转速有关。受此启发,在式(7)和式(8)的基础上引入黏度项,新的拟合式为:

$$T_p = (a\omega^2 + b\omega + c)Q + d\omega + e\mu + f\omega\mu + g \quad (10)$$

式中: a 、 b 、 c 、 d 、 e 、 f 和 g 均为拟合系数; μ 为流体黏度。利用式(10)对测试数据进行拟合,两台血泵的拟合优度分别达到0.9826和0.9829,表明该方法能够很好地拟合实测数据,可用于实际的血泵流量估算。

利用式(10)对水力学测试数据拟合后,即可得到式中的7个拟合系数,则流量的计算公式为:

$$Q = \frac{T_p - d\omega - e\mu - f\omega\mu - g}{a\omega^2 + b\omega + c} \quad (11)$$

2 流量估算验证结果

2.1 定常流下验证

对前述测试所得数据进行拟合后,得到拟合系数,并确定流量的计算模型。为验证流量计算模型的准确性,在水力学测试中继续进行测试,选用2.26、4.43 mPa·s两种黏度的甘油水溶液。实验时记录流量计实测的流量,同时根据电机转速和电流计算估算模型所估算的流量。CH-VAD在电路上只设计了检测母线电流的功能,且估算模型在实际应用中无法打开血泵后盖外接仪器测量线圈电流,故

在实际应用中只能按照式(5)换算得到线圈电流,在验证实验中,也采用检测母线电流后换算得到线圈电流的方式,以验证模型在实际应用中的估算效果。

估算流量与实测流量的对比曲线如图5所示。验证中,两台血泵估算流量的均方根误差分别为0.260、0.274 L/min,最大误差分别为0.74、0.73 L/min,分别有81.2%、74.5%数据点落在 ± 0.3 L/min的误差范围内。结果证明,该流量估算方法能够在黏度变化时准确地估算流量,同时可以观察到,该估算方法在不同CH-VAD上有十分接近的估算性能,证明该估算方法适用于CH-VAD。

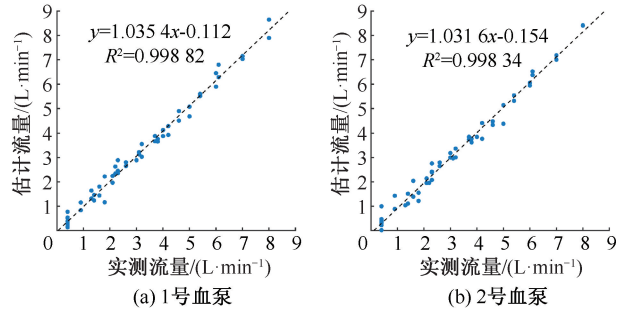


图5 流量估算精度验证

Fig.5 Verification of flow estimation accuracy (a) Pump 1, (b) Pump 2

2.2 脉动工况下验证

血泵植入人体后实际工作于脉动的条件下,血泵的压差和流量时刻在变化,为验证脉动时本文提出估算方法是否能够准确估算血泵的平均流量以及实时跟随流量波形,在苏州大学人工器官研究所研制的体外模拟循环平台上进行实验。该体外模拟循环平台能够模拟大多数健康人体和心衰患者的循环系统生理参数,使得流量估算方法能够在接近血泵植入后的运行工况下进行验证^[16]。

使用C++语言编写实时估算软件,软件通过串口与血泵进行通信,以20 Hz频率读取血泵内的转速、电压、母线电流和占空比信息,并实时进行流量估算,使用截止频率为5 Hz的一阶数字低通滤波器对估算流量进行平滑处理。血泵的实际流量通过1台超声流量计(T402, Transonic公司,美国)测量得到,超声流量计输出的模拟电压接入到NI数据采集卡后由上位机读取。超声流量计的滤波截止频率设置为40 Hz,NI数据采集卡的采样频率设置为100 Hz。

实验时使用1号血泵,溶液为黏度 $2.26\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 的甘油水溶液。将体外模拟循环平台脉动的频率设置为 1 Hz ,血泵转速设置为 $3\ 000\text{ r/min}$,调节阻尼阀和直线电机的行程使得体循环的平均流量为 5 L/min ,血泵的平均流量为 3.2 L/min 。此时血泵的实测与估算流量波形如图6所示。结果表明,估算流量的波形能够很好地跟随实测流量波形,仅存在略微的滞后。同时,估算的平均流量为 3.27 L/min ,与实测平均流量仅有 0.07 L/min 的误差。

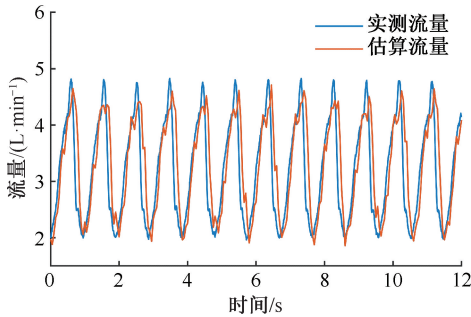


图6 脉动下流量波形对比

Fig.6 Flow waveform comparison under pulsation

进一步地,调节血泵转速、体外模拟循环平台阻尼阀以及直线电机行程,在不同工况下进行测试,以评估在脉动条件下估算的平均流量精度。测试针对1号血泵进行,选用了 2.26 、 $4.43\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 两个黏度的溶液。测试时,设定的血泵转速范围是 $2\ 000\sim 3\ 600\text{ r/min}$,每隔 400 r/min 选取1个转速点,在脉动工况下,实际转速在设定转速附近波动。每个转速下在 1 L/min 与该转速下所能达到的最大流量之间均匀选取4个流量测试点,转速为 $3\ 600\text{ r/min}$ 时最大流量达到 7.47 L/min ,体外模拟循环平台体循环的平均流量控制在 $4.5\sim 8.5\text{ L/min}$ 。一共进行40组测试,其中有部分工况与实际人体的生理状态不相符,目的是测试极限条件下的估算精度。测试结果中,平均流量的估算均方根误差为 0.271 L/min ,最大误差为 0.68 L/min ,与定常流下的误差接近,表明本文提出的流量估算方法受脉动影响较小,能够准确地估算脉动时的平均流量。

3 讨论

左心室辅助装置问世以来,已有许多团队针对不同血泵展开流量估算方法的研究。Granegger等^[8]针对HVAD展开研究,将血泵作为一个整体进

行研究,利用1个3次多项式对血泵电流、转速和流量进行拟合,同时引入黏度补偿项,模型的估算误差为 $(-0.27\pm 0.20)\text{ L/min}$,该方法能够取得较好的估算精度。但当血泵设计变更时,需要重新进行流量拟合的工作。本文将血泵拆分为电机和离心泵两个模块,当其中某一个模块设计变更时,仅需针对该模块进行修正,即可继续使用本文提出的方法。

HVAD采用基于电流流量曲线的估算方法,其估算误差约为 0.4 L/min ^[19]。针对血液黏度变化的问题,HVAD采用的方法是通过测试获取不同黏度下的多组拟合参数并存储在控制器中,根据病人血液的红细胞压积值选用最接近的1组参数。当病人血液黏度与存储的参数所适用的黏度差别较大时,流量估算的误差会偏大。而本文提出的方法适用于 $1.2\sim 5.0\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 黏度范围内的任意黏度值,且只需要存储10个参数,占用更少的存储空间。

王永远等^[20]也针对CH-VAD进行过流量估算的研究,提出基于血泵电流和转速流量的估算方法,在定常流下误差不超过 $\pm 0.3\text{ L/min}$,但并未就脉动工况下的估算精度进行验证。在脉动条件下,血泵的压差、流量和转速都在不断变化,而转速波动的过程中会产生惯性力,使得电机的电磁力矩与叶轮推动流体所受的反作用力矩不相等。该研究的估算方法中没有涉及转子的惯性力,难以直接用于流量波形的实时估算。相比之下,本文实现了脉动下流量波形的实时估算,能够提供更多的流量信息,有望应用于抽吸检测等技术。

在本实验过程中,溶液黏度由黏度计直接测量得到,但在血泵植入人体后,一般不会直接测量血液黏度,而是通过血液的红细胞压积值间接计算黏度,这可能会引入额外的误差。此外,受限于血泵通信速率,本实验采用 20 Hz 采样频率,若将该算法植入血泵软件中,可以提高采样频率、优化信号处理方法,进一步提高脉动时流量的实时估算性能。

4 结论

本文提出的流量估算方法适用于CH-VAD,在转速 $1\ 600\sim 3\ 600\text{ r/min}$ 、流量 $0.4\sim 8.0\text{ L/min}$ 、黏度 $1.2\sim 5.0\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 范围内,估算流量的均方根误差小于 0.3 L/min ,且估算性能在不同血泵之间十分接

近。在脉动条件下,估算流量能够很好跟随实际流量波形,且平均流量的估算精度接近定常流下的估算精度,受脉动环境影响较小。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] 王宗涛, 严红, 靳立军, 等. 一种经皮植入式左心辅助装置的泵流量测试[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 572-575.
WANG ZT, YAN H, JIN LJ, *et al.* The pump flow test of a percutaneous left ventricular assist device [J]. J Med Biomech, 2014, 29(6): 572-575.
- [3] 牛迪, 朱明新, 冯海全, 等. 新一代左心室磁悬浮辅助泵血流动力学分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(5): 468-472.
NIU D, ZHU MX, FENG HQ, *et al.* Hemodynamic analysis on meglev left ventricular assist device of a new generation [J]. J Med Biomech, 2019, 34(5): 468-472.
- [4] GUSTAFSSON F, ROGERS JG. Left ventricular assist device therapy in advanced heart failure: Patient selection and outcomes [J]. Eur J Heart Fail, 2017, 19(5): 595-602.
- [5] 中国心血管健康与疾病报告编写组. 中国心血管健康与疾病报告 2019 概要[J]. 心脑血管病防治, 2020, 20(5): 437-450.
- [6] KAMDAR F, JOHN R, ECKMAN P, *et al.* Postcardiac transplant survival in the current era in patients receiving continuous-flow left ventricular assist devices [J]. J Thorac Cardiovasc Surg, 2013, 145(2): 575-581.
- [7] BERTRAM CD. Measurement for implantable rotary blood pumps [J]. Physiol Meas, 2005, 26(4): R99.
- [8] GRANEGGER M, MOSCATO F, CASAS F, *et al.* Development of a pump flow estimator for rotary blood pumps to enhance monitoring of ventricular function [J]. Artif Organs, 2012, 36(8): 691-699.
- [9] YURIMOTO T, HARA S, ISOYAMA T, *et al.* Viscosity-adjusted estimation of pressure head and pump flow with quasi-pulsatile modulation of rotary blood pump for a total artificial heart [J]. J Artif Organs, 2016, 19(3): 219-225.
- [10] FUNAKUBO A, AHMED S, SAKUMA I, *et al.* Flow rate and pressure head estimation in a centrifugal blood pump [J]. Artif Organs, 2002, 26(11): 985-990.
- [11] LIM E, KARANTONIS DM, REIZES JA, *et al.* Noninvasive average flow and differential pressure estimation for an implantable rotary blood pump using dimensional analysis [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(8): 2094-2101.
- [12] YURIMOTO T, HARA S, ISOYAMA T, *et al.* Viscosity-adjusted estimation of pressure head and pump flow with quasi-pulsatile modulation of rotary blood pump for a total artificial heart [J]. J Artif Organs, 2016, 19(3): 219-225.
- [13] KHARE A. Estimation and control of the pump pressure rise and flow from intrinsic parameters for a magnetically-levitated axial blood pump [D]. New York: Rochester Institute of Technology, 2008.
- [14] PAI CN, SHINSHI T, SHIMOKOHBE A. Sensorless measurement of pulsatile flow rate using a disturbance force observer in a magnetically levitated centrifugal blood pump during ventricular assistance [J]. Flow Meas. Instrum, 2010, 21(1): 33-39.
- [15] 李岚, 曾培, 茹伟民, 等. 基于电机参数的叶轮式人工心脏输出流量的无创性测量[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(2): 146-148.
- [16] 封志刚, 曾培, 茹伟民, 等. 人工心脏输出流量和压力的神经网络估算法[J]. 中国生物医学工程学报, 2002, 21(6): 568-572.
- [17] 李岚, 曾培, 茹伟民, 等. 神经网络在叶轮式人工心脏输出流量检测中的应用[J]. 生物医学工程与临床, 2001, 5(1): 12-15.
- [18] 陈实, 李澍, 陈琛, 等. 用于心室辅助装置系统性能测试的标准化体外模拟循环系统研究[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(9): 10-14.
- [19] REYES C, VOSKOBOYNIKOV N, CHORPENNING K, *et al.* Accuracy of the HVAD pump flow estimation algorithm [J]. Asaio J, 2016, 62(1): 15-19.
- [20] 王永远, 陈琛, 马云善. 用于植入式心室辅助装置的流量拟合算法[J]. 北京生物医学工程, 2019, 38(2): 177-181.