

## 轴流式血泵无位置传感驱动控制系统设计

巫伟强, 谭建平, 王帅, 喻哲钦, 肖智勇  
中南大学机电工程学院, 湖南 长沙 410083

**【摘要】目的:**设计一种无位置传感器轴流式血泵驱动控制系统,实现轴流式血泵的速度闭环控制、无线状态监测及动态调节控制。**方法:**以STM32F103作为主控芯片,设计六臂全桥驱动电路,采用端电压过零检测实现转子位置和速度检测,并设计PI控制器实现闭环控制,使用无线蓝牙通讯实现泵状态监测及控制。**结果:**驱动控制系统速度响应快,稳态误差小于1%,在8 000 rpm转速下,能够达到人体血液循环所需的流量及压差要求。**结论:**系统实现了轴流式血泵无位置传感的启动及速度闭环控制,通过蓝牙模块实现对泵运行过程的电压、电流及流量进行监控和运行过程中根据病人生理情况动态调节泵转速。

**【关键词】**血泵;心血管疾病;无位置传感器;蓝牙;系统设计

**【中图分类号】**R318;TH789

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)01-0077-04

## Design of sensorless drive control system for axial flow blood pump

WU Weiqiang, TAN Jianping, WANG Shuai, YU Zheqin, XIAO Zhiyong

College of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China

**Abstract: Objective** To design a sensorless drive control system for realizing the closed-loop speed control, wireless monitoring and dynamic regulation of axial flow blood pump. **Methods** With STM32F103 as the main control chip, a 6-arm full-bridge drive circuit was designed. The rotor position and speed were obtained by zero-crossing detection. Moreover, a PI controller was designed to realize the closed-loop control, and the monitoring and control of the blood pump are realized by wireless Bluetooth communication. **Results** The drive control system had a fast response speed and its steady error was less than 1%. At rotate speed of 8 000 rpm, the designed system met the requirements of flow and differential pressure of human blood circulation. **Conclusion** The designed system realizes the sensorless startup and speed closed-loop control of axial flow blood pump. Through the Bluetooth module, the voltage, current and flow of the pump are monitored. During system running, the pump speed is dynamically adjusted according to the physiological condition of patients.

**Keywords:** blood pump; cardiovascular disease; sensorless; Bluetooth; system design

### 前言

心力衰竭是全球死亡率和发病率最高的心血管疾病,目前全球有超过两千万的心力衰竭患者,其中我国患者就超过八百万,其病症的主要特征为心脏不能产生足够的血液输出量,目前由于我国人口老龄化,其发病率也在迅速上升<sup>[1]</sup>。心脏移植是治疗这种疾病的主要治疗方法<sup>[2]</sup>,由于供体器官供应有限以及患心力衰竭

的患者数量不断增加,可植入血泵成为治疗心力衰竭疾病的最佳方案<sup>[3]</sup>。在过去的十年里,近两万名患者通过植入血泵进行治疗,并获取了一定的存活率<sup>[4]</sup>。血泵是满足人体血液循环流体力学性能和血液生理性能指标的特殊流体机械。血泵驱动控制系统是实现电能到血泵旋转机械能转换的关键,稳定高效且满足生理需求的驱动系统是血泵运行的基础<sup>[5]</sup>。驱动系统设计过程中需要考虑几个关键因素,包括能量损失、转子稳定性和转子间隙等<sup>[6-7]</sup>。连续流量血泵需要保证输出足够的流量,由临床医生或设备制造商的技术人员手动调节泵转速,以便将泵输出与病人自身的生理学和活动水平相匹配,如Jarvik2000<sup>[8]</sup>。本设计以STM32F103为主控芯片的轴流式血泵驱动控制系统,实现轴流式血泵的速度闭环控制。

**【收稿日期】**2018-09-27

**【基金项目】**国家自然科学基金(51475477, 31670999)

**【作者简介】**巫伟强,硕士研究生,研究方向:测控技术, E-mail: 471948949@qq.com

**【通信作者】**谭建平,教授,研究方向:液压、控制、血泵, E-mail: jptan@163.com

## 1 总体设计方案

轴流式血泵驱动控制系统要求体积小、效率高、运行稳定、实时监控运行状态,需实现的功能包括:驱动轴流式血泵叶轮旋转并实现无位置传感速度闭环控制,以及流量、电压和电流监测和无线人机交互<sup>[9]</sup>。为实现以上功能,硬件电路设计包括全桥驱动电路、叶轮转子位置检测电路、电压采集电路、电流采集电路、流量传感器采集电路以及无线通讯接口电路。软件程序包括无位置传感器启动算法、速度闭环控制算法和无线通信控制算法。系统总体设计方案如图1所示。

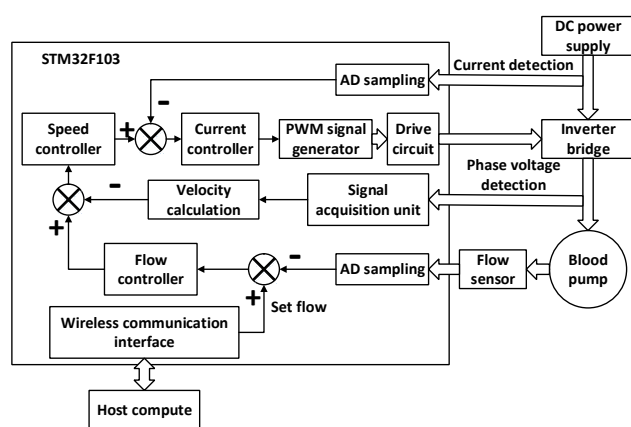


图1 系统结构框图

Fig.1 System structure diagram

## 2 硬件电路设计

### 2.1 全桥驱动电路

血泵由固定在泵体内带有永磁体的叶轮转子和泵体外部的线圈组成。如图2所示,线圈采用星形连接,驱动换相电路采用六臂全桥驱动电路,通过切换不同的开关顺序实现换相。采用全桥驱动电路,MOS管控制驱动线圈三相绕组的导通与关断。采用两两导通的方式,根据叶轮转子的位置决定导通的顺序,形成步进角为 $60^\circ$ 的旋转磁场,驱动叶轮转子旋转,并通过脉宽调制对轴流式血泵进行调速控制。

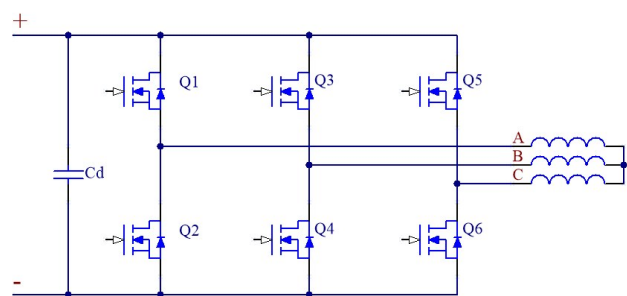


图2 全桥驱动电路

Fig.2 Full-bridge drive circuit

### 2.2 叶轮转子位置检测电路

叶轮转子位置检测是实现泵正常换向运行以及速度闭环控制的前提,由于轴流式血泵需要植入人体内,额外的传感器使驱动系统的体积增大,安装比较困难,因此血泵中采用无位置传感器驱动系统。反电势法过零检测法是实现无传感器位置检测的一种有效方法<sup>[10]</sup>。反电势法的关键是如何准确检测反电势过零点,本设计采用端电压过零检测电路获取反电动势过零点,实现转子位置和速度检测<sup>[11]</sup>。

### 2.3 流量、电压和电流检测电路

驱动系统运行时需要监测驱动系统的功率消耗,可植入轴流式血泵驱动系统采用直流电源供电,电压约为12 V,主控芯片AD采样电压为3.3 V,电压采集采用电阻分压方法,电流测量采用分流电阻法。流量传感器输出电压信号,通过电阻分压电路实现流量传感器信号的采集。

### 2.4 无线通讯电路

泵运行过程中需对泵的运行数据,如转速、流量、功率进行连续监测,且能够根据病人的状态对泵的运行参数进行设置<sup>[12]</sup>。本设计采用无线蓝牙方式进行无线通讯,实现泵的状态监测和远程控制,避免导线引起感染的风险。使用的蓝牙芯片为CSR公司的BC417143,通过UART接口与主控芯片进行数据交换,可实现与笔记本电脑、智能手机、平板电脑的通信。上位机通过无线蓝牙接口发送命令来控制血泵启停,改变转速。

## 3 软件设计

### 3.1 启动算法

转子初始位置的确定是轴流式血泵启动的关键,影响系统最大启动转矩和最小启动时间<sup>[13-14]</sup>,轴流式血泵驱动线圈与血泵叶轮之间间隙大,反电动势小,使用反电动势过零检测进行转子位置检测时容易启动失败。启动流程如图3所示,启动时先导通特定绕组,使转子在电磁力的作用下旋转并固定在确定的位置<sup>[15-16]</sup>,然后进行依次导通绕组进行换相,并逐步提高PWM,当连续监测到N次过零点时,认为已经能够正确检测到过零点,切换到反电动势同步换相运行。

### 3.2 速度闭环算法

血泵正常工作下需要实现5 L/min的流量输出,对应转速约8 000 rpm,血泵的流量输出应与人体需求相适应<sup>[17]</sup>,需要在运行期间动态调整泵的转速以适应病人不同的生理状态<sup>[18-19]</sup>。以过零检测方法获得的泵转速作为闭环反馈量,设计PI控制器实现泵的速度闭环控制。

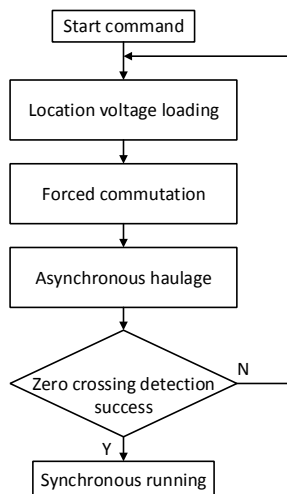


图3 启动算法流程图

Fig.3 Startup process

## 4 实验

设计轴流式血泵驱动控制硬件电路,并进行电路板的焊接与调试,将轴流式血泵接入模拟循环实验台进行实验。模拟循环实验台结构如图4所示,包括轴流式血泵、驱动控制系统、进出口压力计、流量传感器、阻尼阀、排气阀、储液箱和管道等部分。实验流体采用1:3甘油水溶液,常温条件下,密度为 $1\,090\text{ kg/m}^3$ ,粘度为 $3.1\text{ mPa}\cdot\text{s}$ ,与血液的水力性能接近<sup>[20]</sup>。通过上位机无线蓝牙连接驱动控制系统,通过上位机给定转速命令改变泵运行的转速,并记录运行数据。

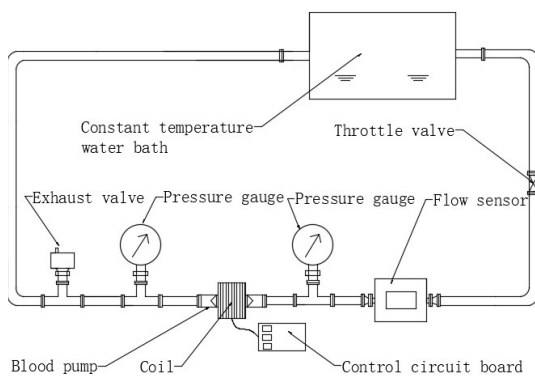


图4 实验系统示意图

Fig.4 Schematic diagram of the experimental system

轴流式血泵启动后进入同步换向运行时转速约为 $1\,000\text{ rpm}$ ,泵正常工作为 $8\,000\text{ rpm}$ 左右。当启动成功,进入同步运行状态后,设定泵目标转速为 $8\,000\text{ rpm}$ ,记录血泵加速时间。

图5为泵加速实验结果。从实验结果可以看出,泵在 $0.5\text{ s}$ 上升到最高转速 $9\,030\text{ rpm}$ ,超调量为

$12.8\%$ , $1.5\text{ s}$ 时稳定在 $8\,000\text{ rpm}$ ,稳态误差小于 $1\%$ 。速度闭环响应快,稳态误差小,泵闭环控制效果好。当泵转速稳定在 $8\,000\text{ rpm}$ 时,血泵进出口压力差为 $13.19\text{ kPa}$ ,提供的流量为 $4.934\text{ L/min}$ ,满足人体血液循环所需的压差和流量。

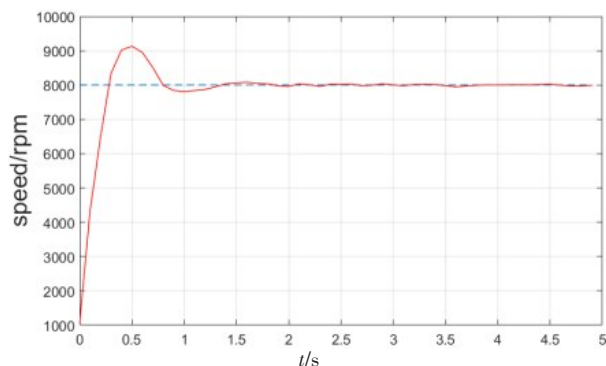


图5 泵加速实验结果

Fig.5 Results of pump acceleration experiment

## 5 结束语

本文设计轴流式血泵的驱动控制系统硬件电路,软件算法实现轴流式血泵无位置传感的启动及速度闭环控制,通过蓝牙模块实现对泵运行过程的电压、电流及流量进行监控和运行过程中根据病人生理情况动态调节泵转速。通过实验证明该驱动控制系统速度闭环响应快,稳态误差小,满足人体血液循环的水力性能要求。

## 【参考文献】

- [1] SMOLINA K, WRIGHT F L, RAYNER M, et al. Determinants of the decline in mortality from acute myocardial infarction in England between 2002 and 2010: linked national database study[J]. BMJ, 2013, 344: d8059.
- [2] BUI A L, HORWICH T B, FONAROW G C. Epidemiology and risk profile of heart failure[J]. Nat Rev Cardiol, 2011, 8(1): 30-41.
- [3] LUND L H. The registry of the international society for heart and lung transplantation: thirty-first official adult heart transplant report-2014; focus theme: retransplantation[J]. J Heart Lung Transplant, 2014, 33(10): 996-1000.
- [4] MANCINI D, COLOMBO P C. Left ventricular assist devices: a rapidly evolving alternative to transplant[J]. J Am Coll Cardiol, 2015, 65(23): 2542-2555.
- [5] JENS G M, MARKUS J, BARTEN M, et al. Heart transplantation and left ventricular assist device therapy: two comparable options in end-stage heart failure?[J]. Clin Cardiol, 2013, 36(7): 378.
- [6] LESLIE L J, MARSHALL L J, DEVITT A, et al. Cell exclusion in couette flow: evaluation through flow visualization and mechanical forces[J]. Artif Organs, 2013, 37(3): 267-275.
- [7] HUGHES A. Electric motors and drives: fundamentals, types and applications[M]. Oxford: Butterworth Heineman, 2006.
- [8] SALAMONSEN R F, MASON D G, AYRE P J. Response of rotary

- blood pumps to changes in preload and afterload at a fixed speed setting are unphysiological when compared with the natural heart[J]. *Artif Organs*, 2011, 35(3): 47-53.
- [9] 刘云龙. 大间隙永磁轴流式血泵速度控制研究[D]. 长沙: 中南大学, 2013.
- LIU Y L. Research on speed control of large gap permanent magnet axial flow blood pump[D]. Changsha: Central South University, 2013.
- [10] 谭亚. 人工心脏血泵电机无位置传感器控制[D]. 苏州: 苏州大学, 2015.
- TAN Y. Sensorless control of artificial heart blood pump motor[D]. Suzhou: Soochow University, 2015.
- [11] 朱俊杰, 栗梅, 陈程, 等. 无刷直流电机反电势过零检测新方法[J]. *仪器仪表学报*, 2013, 34(2): 441-447.
- ZHU J J, SU M, CHEN C, et al. New method of zero crossing detection for back EMF of BLDCM [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2013, 34(2): 441-447.
- [12] FONTANA R, TORTORA G, SILVESTRI M, et al. A portable system for autoregulation and wireless control of sensorized left ventricular assist devices[J]. *Biocybern Biomed Eng*, 2016, 36(2): 366-374.
- [13] 刘波, 徐政, 陈锐坚, 等. PMSM转子初始位置检测方法的研究与应用[J]. *电气传动*, 2013, 43(10): 18-22.
- LIU B, XU Z, CHEN R J, et al. Research and application of PMSM rotor initial position detection method[J]. *Electric Drive*, 2013, 43(10): 18-22.
- [14] 王要强, 马小勇, 程志平, 等. PMSM转子初始位置检测分析及起动策略[J]. *电力自动化设备*, 2016, 36(9): 156-161.
- WANG Y Q, MA X Y, CHENG Z P, et al. PMSM rotor initial position detection and analysis and starting strategy [J]. *Electric Power Automation Equipment*, 2016, 36(9): 156-161.
- [15] 吴筱辉, 程小华, 刘杰. 反电势法检测转子位置的直流无刷电机系统起动方法[J]. *电机与控制应用*, 2005, 32(5): 60-63.
- WU X H, CHENG X H, LIU J. Starting method of DC brushless motor system for detecting rotor position by back EMF method [J]. *Electric Machines and Control Application*, 2005, 32(5): 60-63.
- [16] 王强, 王友仁, 王岭, 等. 无位置传感器无刷直流电机闭环起动方法[J]. *电机与控制学报*, 2013, 17(11): 41-46.
- WANG Q, WANG Y R, WANG L, et al. Closed loop starting method of sensorless BLDC motor[J]. *Electric Machines and Control*, 2013, 17(11): 41-46.
- [17] 陈宁宁, 谷凯云, 轩艳娇, 等. 与人体血液需求量自适应的血泵流量控制算法[J]. *北京生物医学工程*, 2011, 30(1): 89-91.
- CHEN N N, GU K Y, XUAN Y J, et al. Adaptive blood pump flow control algorithm with human blood demand[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2011, 30(1): 89-91.
- [18] ALOMARI A H, SAVKIN A V, STEVENS M, et al. Developments in control systems for rotary left ventricular assist devices for heart failure patients: a review[J]. *Physiol Meas*, 2012, 34(1): R1.
- [19] BOZKURT S. Physiologic outcome of varying speed rotary blood pump support algorithms: a review study[J]. *Australas Phys Eng Sci Med*, 2016, 39(1): 13-28.
- [20] ALOMARI A H, SAVKIN A V, KARANTONIS D M, et al. Non-invasive estimation of pulsatile flow and differential pressure in an implantable rotary blood pump for heart failure patients[J]. *Physiol Meas*, 2009, 30(4): 371.

(编辑:陈丽霞)