

文章编号:1671-6833(2011)03-0055-05

## 轴流式血泵升速过程 S 曲线控制研究

谭建平, 刘恒拓, 许 焰, 刘云龙, 祝忠彦, 谭 炜

(中南大学 机电工程学院, 湖南 长沙 410083)

**摘 要:** 基于传统 S 曲线控制算法, 提出了一种能促进轴流式血泵升速过程驱动性能研究的三段 S 曲线升速控制方法. 建立了 S 曲线升速模型, 并离散求解得到定时常数和步数等参数; 再利用上位机通信将参数实时传递给单片机, 实现血泵升速过程 S 曲线控制. 实验结果表明, 血泵启动速度为 300 r/min, 达到最大稳定转速为 6 000 r/min 时, 使得血泵运行快速而且驱动能力最大的 S 曲线的加速周期约为 1.2 s. 相对以往的血泵升速控制过程, 驱动时间明显缩短, 振动噪声小, 加速性能良好.

**关键词:** 轴流式血泵; S 曲线; 升速控制; 上位机

**中图分类号:** TP273

**文献标志码:** A

### 0 引言

随着磁力传动技术的不断发展, 微型轴流式血泵的驱动控制已成为机械传动研究领域的热点<sup>[1-3]</sup>. 谭建平等<sup>[4-5]</sup>以轴流式血泵外磁驱动为背景, 提出了一种行波磁场驱动的大间隙磁力传动系统, 该系统由单片机控制行波磁场频率脉冲实现其调速, 然而为了使血泵实现平滑地升速, 运行稳定可靠, 选择合理的控制算法成为血泵调速控制的关键.

血泵大间隙磁力驱动原理为步进驱动, 类似于步进电机. 步进电机的速度调节通常采用经验化的直线升降法, 但在高速阶段易失步且实时跟踪性不强<sup>[6]</sup>. 指数型曲线控制算法实现比较麻烦, 适用于处理速度要求高的场合<sup>[7]</sup>. 刘志坚等<sup>[8]</sup>利用 Pro/E 及 ADMAS 建立了血泵动力学特性数学模型并得到了升速过程速度控制曲线, 但模型求解复杂, 可控性不强. 传统的 S 曲线控制算法是由加拿大著名学者 Yusuf Altintas 于 2000 年首次提出的<sup>[9]</sup>, 其算法简单、控制精度高且实时性强, 加速度连续, 速度变化平滑, 具有良好的加减速性能.

为了使血泵驱动系统达到更高的控制精度、

调速性能和实时性要求, 笔者根据项目研究内容, 利用 S 曲线控制算法原理, 建立轴流式血泵 3 段 S 升速曲线模型, 在给定参数的情况下将曲线离散化得到相应的定时常数和步数等参数, 再利用 PC 机与单片机 AT89C52 之间的串行通信实时将参数传递给单片机, 最终通过单片机定时控制实现对血泵升速过程进行 S 曲线调速控制, 同时通过实验近似确定最优加速周期的取值.

### 1 血泵 S 曲线升速控制模型的建立

传统的 S 曲线调速控制算法是将加减速过程分为 7 个阶段, 即: 加加速段、匀加速段、减加速段、匀速段、加减速段、匀减速段和减减速段, 因具有加速度和速度的连续等特点, 已被广泛应用. 然而由于应用领域多样, 生产研究需求的不同, 各种改进的 S 曲线调速控制算法也层出不穷<sup>[10-11]</sup>. 根据轴流式血泵实际研究需要——研究从启动转速到最大稳定转速的升速过程中血泵驱动性能情况, 因此笔者利用 S 曲线柔性调速的优点, 取传统的 7 段 S 曲线中的 3 段即加加速段、匀加速段和减加速段等, 组成 3 段 S 升速曲线. 如图 1 所示,  $n_0$  为启动转速;  $n_1$  为加加速段末速度;  $n_2$  为匀速段末速度;  $n_m$  为减加速段末速度(即最大稳定转

收稿日期: 2010-12-24; 修回日期: 2011-02-23

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51075403, 50775223, 50875266); 教育部博士学科点专项基金资助项目(20100162110004, 20070533125); 长沙大学资助科研项目(CDJJ-09010208); 湖南省研究生科研创新项目(CX2010B072)

作者简介: 谭建平(1963-), 男, 湖南攸县人, 教授, 博士生导师, 从事现代机电液控制理论与技术研究. E-mail: 13467716356@163.com.

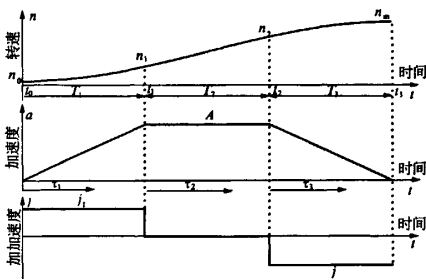


图1 血泵三段S曲线

Fig. 1 A three sections S-curve of the blood pump

速);  $J_1$  为加加速段加加速度;  $J_2$  减加速段加加速度;  $A$  为最大加速度;  $T_1 \sim T_3$  为各阶段运行时间. 由图1易知加加速度  $j(t)$  的表达式如下:

$$j(t) = \begin{cases} J_1 & (t_0 \leq t \leq t_1) \\ 0 & (t_1 \leq t \leq t_2) \\ -J_2 & (t_2 \leq t \leq t_3) \end{cases} \quad (1)$$

再根据转速、加速度对加加速度的积分关系:

$$a(t) = a(t_i) + \int_{t_i}^t j(\tau_i) d\tau_i \quad (i=0,1,2,3) \quad (2)$$

$$n(t) = n(t_i) + \int_{t_i}^t a(\tau_i) d\tau_i \quad (i=0,1,2,3) \quad (3)$$

可以依次推导出转速和加速度的计算表达式分别为

$$a(t) = \begin{cases} J_1 t & (t_0 \leq t \leq t_1) \\ A & (t_1 \leq t \leq t_2) \\ A - J_2(t - T_1 - T_2) & (t_2 \leq t \leq t_3) \end{cases} \quad (4)$$

$$n(t) = \begin{cases} n_0 + \frac{1}{2} J_1 t^2 & (t_0 \leq t \leq t_1) \\ n_1 + A(t - T_1) & (t_1 \leq t \leq t_2) \\ n_2 + A(t - T_1 - T_2) - \frac{1}{2} J_2(t - T_1 - T_2)^2 & (t_2 \leq t \leq t_3) \end{cases} \quad (5)$$

式中:  $A = J_1 T_1 = J_2 T_3$ ,  $n_1 = n_0 + \frac{1}{2} J_1 T_1^2$ ,  $n_2 = n_1 + AT_2$ .

为了简化上述模型,假设各个阶段运行的时间相等,  $T$  为加速周期,即:

$$T_1 = T_2 = T_3 = \frac{1}{3} T \quad (6)$$

则易得  $J_1 = J_2$ , 据(5)式,当  $t = t_3$  时,则有

$$n_0 + \frac{1}{2} J_1 T_1^2 + AT_2 + AT_3 - \frac{1}{2} J_1 T_3^2 = n_m \quad (7)$$

联立(6)、(7)式并化简可得:

$$A = \frac{n_m - n_0}{2T_1} = \frac{3(n_m - n_0)}{2T} \quad (8)$$

再将(6)和(8)式代入(5)式,则可得到终血

泵3段S曲线升速模型表达式:

$$n(t) = \begin{cases} n_0 + \frac{9(n_m - n_0)^2}{4T^2} t^2 & (0 \leq t \leq \frac{1}{3}T) \\ \frac{n_m + 3n_0}{4} + \frac{3(n_m - n_0)}{2T} (t - \frac{1}{3}T) & (\frac{1}{3}T \leq t \leq \frac{2}{3}T) \\ \frac{3n_m + n_0}{4} + \frac{3(n_m - n_0)}{2T} (t - \frac{2}{3}T) - \frac{9(n_m - n_0)^2}{4T^2} (t - \frac{2}{3}T)^2 & (\frac{2}{3}T \leq t \leq T) \end{cases} \quad (9)$$

由(9)式可知,只要给出  $n_0$ 、 $n_m$  和等3种参数值,就可以确定血泵3段S曲线升速模型.

## 2 血泵S曲线升速控制模型的实现

轴流式血泵的调速过程就是调整各个运行转速(频率)与时间间隔之间特殊关系的控制过程. 笔者实现血泵S曲线升速控制的过程是首先在VB软件界面里,通过输入参数(如  $n_0$ 、 $n_m$  和  $T$  等)确定S曲线模型,再通过离散条件得到步数和定时常数等控制参数;然后,通过PC机(上位机)与单片机AT89S52(下位机)之间的串口通信将控制参数发送给下位机;最后,通过单片机的程序控制来实现血泵S曲线升速的目的. 下面将以具体的实例来展现模型的求解和实现过程.

### 2.1 血泵S曲线离散化处理

在此以  $n_0 = 300 \text{ r/min}$ ,  $n_m = 6000 \text{ r/min}$ ,  $T = 9 \text{ s}$  为例,则血泵S曲线升速模型的具体数学表达式如下:

$$n(t) = \begin{cases} 300 + 158.33t^2 & (0 \leq t \leq 3) \\ 1725 + 950(t - 3) & (3 \leq t \leq 6) \\ 4575 + 950(t - 6) - 158.33(t - 6)^2 & (6 \leq t \leq 9) \end{cases} \quad (10)$$

通过在VB界面上输入  $n_0$ 、 $n_m$  和  $T$  就可以得到上述具体的血泵S曲线模型,然后利用等分转速的方法,取转速差值  $\Delta n = 300 \text{ r/min}$ ,对曲线进行离散化,如图2所示,每个离散转速  $n_i$  之间的时间间隔  $\Delta t_i$  就可以相应求出,然后将它换算并取整为步数  $C_i$  (“Int”:取整函数),具体公式如下:

$$C_i = \text{Int}(\frac{n_i \Delta t_i}{60}) + 1 \quad (i=1,2,3, \dots, 19) \quad (11)$$

再根据双极四绕组线圈电流脉冲频率与转速的关系,设置单片机定时器工作方式1,则离散转速  $n_i$  通过换算可以用定时器的定时常数  $T_i$  (“hex”:求十六进制数的函数)来替代,即:

$$T_i = \text{hex}(65536 - \frac{15}{n_i} \times 10^6) \quad (i=1,2,3, \dots, 19) \quad (12)$$

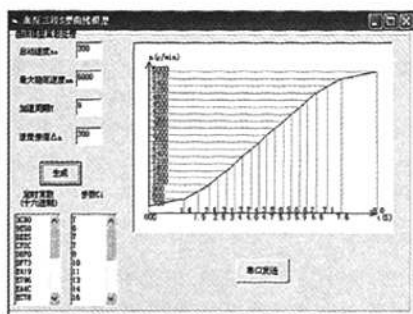


图2 血泵3段S曲线模型离散化处理  
Fig.2 Discrete for a three sections S-curve

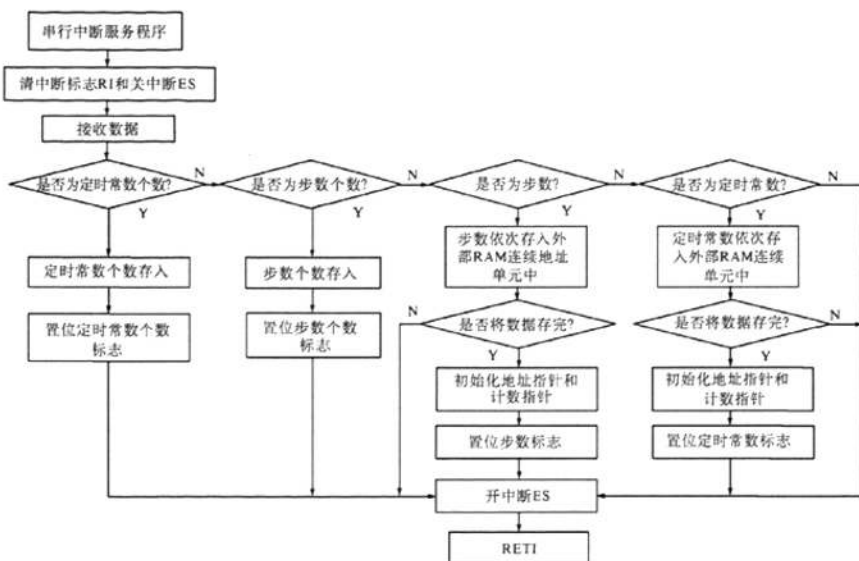


图3 单片机串口中断服务程序

### 2.3 单片机程序控制实现

定时常数和步数等参数通过 RS232C 串口通信发送到单片机的连续外部 RAM 单元里进行存储,最后在单片机主程序里,根据血泵驱动磁场的交变时序,从存储单元里调用相应的定时常数,当每级转速的步数减到零时,就相继调用下一个转速的定时常数,如此循环直到最大的稳定转速,如图 4 所示。

### 3 加速周期 $T$ 的确定

轴流式血泵升速过程要求快速而平稳,关键在于加速度的变化情况,而加速周期  $T$  是直接反映  $S$  曲线加速度大小的(据式(8)),因此在给定最大稳定转速条件下,使得血泵运行快速而且驱动能力最大的  $S$  曲线所具备的加速周期  $T$  才是最优的.在此以零流量  $n_0 = 300 \text{ r/min}$ ,  $n_m = 6000 \text{ r/min}$ ,  $\Delta n = 300 \text{ r/min}$  等为前提条件,通过泵水实

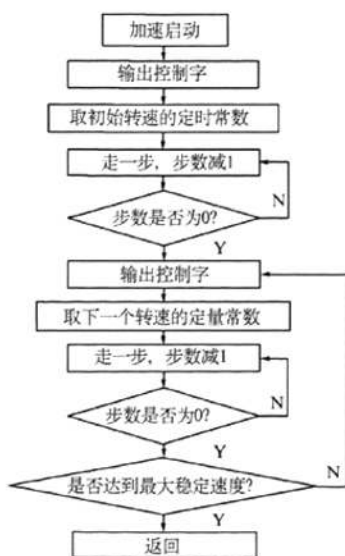


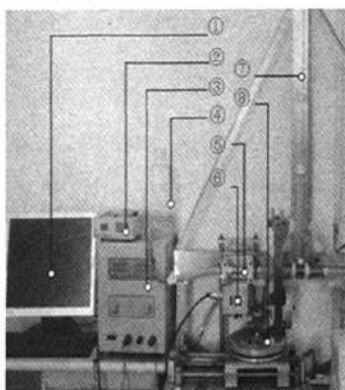
图4 单片机程序控制流程图

Fig.4 Program control flow chart of the SCM

验的打水高度(驱动能力)来分析比较不同加速周期 $T$ 的 $S$ 曲线。

### 3.1 实验条件及设备

主要实验仪器:主磁体,直流稳压电源,单片机控制系统及功率放大电路,实验台,轴流式血泵及其打水回路。实验系统如图5所示。



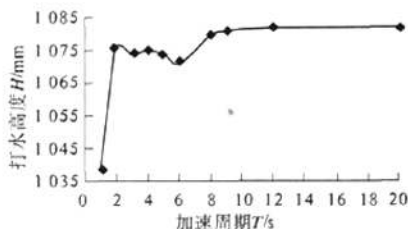
1—PC机;2—驱动电路;3—直流电源;4—放水瓶;5—血泵;6—线圈;7—带刻度的玻璃管;8—实验台

图5 血泵打水实验系统

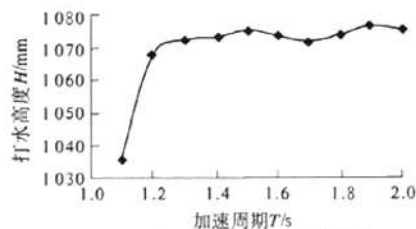
Fig. 5 Pumping test system of the blood pump

### 3.2 实验过程及数据

(1)调整实验装置,按照血泵 $S$ 曲线升速控



(a) 0至20 s之间的10组泵水实验



(b) 1至2 s之间的10组泵水实验

图6 不同加速周期对应的驱动能力情况

Fig. 6 The situations of drive capability corresponding to different accelerating cycle

## 4 结论

采用血泵 $S$ 曲线升速模型,程序驱动时间为1.2 s能达到理想效果,说明 $S$ 曲线在调速方面的研究更加深入,对参数的可控性更强;在轴流式血泵非接触大间隙磁力驱动的研究中,提出了一种血泵3段 $S$ 曲线升速控制的算法,该方法简单而实效,参数可控性强,运行系统平稳且无冲击,能够满足较高的控制精度要求;利用PC机与单片机之间的人机模型很大程度上将血泵变速过程的调控更加直观化和精确化,为以后血泵智能控制系统的完善提供了指导意义。

万方数据

制模型的实现方法,启动实验系统,将加速周期 $T$ 为1,2,3,4,5,6,8,9,12,20 s的 $S$ 曲线先后读入单片机中,进行10次泵水实验,每次从单片机控制系统上的转速显示数码管读取转速,当转速达到6 000 r/min,从刻度尺7上读取玻璃管中的打水高度 $H$ ,如图6(a)所示。

(2)如图6(a)分析数据,打水高度在2 s时就趋于稳定,因此需通过实验得到1 s至2 s区域内等距为0.1 s的10组数据得到更精确的最优加速周期,实验操作同1,如图6(b)所示。

### 3.3 实验结果分析

加速过程中加速度所要求的驱动力矩既能充分利用各个运行频率下驱动系统所提供的力矩,又不超这个力矩,否则会造成失步或者过冲。如图6(a)所示,加速周期太低的话,导致启动阶段要求的加速度上升快且大,然而系统提供驱动力矩不够,因此会引起失步而导致驱动能力大大下降。同时在6 s附近也存在失步现象。如图6(b),1.2 s以后血泵的打水高度趋于稳定,都保持在1 075 mm左右,驱动能力基本上得到完全体现,而且此时血泵运行平稳,振动小,加速性能良好,则说明1.2 s可以近似视为该实验条件下 $S$ 曲线的最佳加速周期。

## 参考文献

- [1] 徐先董,龚中良,谭建平.基于外磁场耦合的血泵驱动系统[J].中南大学学报:自然科学版,2007,38(4):711-714.
- [2] 龚中良,陈建伟,云忠,等.微型轴流式血泵外磁场驱动方法的探讨[J].机电一体化,2005,11(2):37-39.
- [3] 刘云龙.大间隙磁力传动装置的控制研究[D].长沙:中南大学机电工程学院,2008.
- [4] 谭建平,许焰,刘云龙,等.一种非接触式大间隙磁力驱动方法:中国,200810030545.1[P].2008-10-1.

- [5] TAN Jian-ping, XU Yan, LI Tan-xi, et al. The scheme design and application of large gap magnetic drive system which is driven by traveling wave magnetic field[C]//2009 International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation (IC-MTMA). United States: Randall Bilof, 2009: 160 - 163, 200.
- [6] 王玉琳,王强. 步进电机的速度调节方法[J]. 电机与控制应用, 2006, 33(1): 53 - 55, 64.
- [7] 蔡锦达,石恩琪,储茂兵. 基于单片机的步进电机S形曲线调速控制[J]. 包装工程, 2007, 28(7): 77 - 78, 91.
- [8] 刘志坚,谭建平,许焰,等. 大间隙磁力驱动血泵动力学特性研究[J]. 机械设计, 2010, 27(9): 56 - 59.
- [9] ERKORKMAZ K, ALTINTAS Y. High speed CNC system design. Part I: jerk limited trajectory generation and quintic spline interpolation[J]. Int. J. Mach. Tools Manufact, 2001, 41(9): 1323 - 1345.
- [10] 李晓辉,邬义杰,冷洪滨. S曲线加减速控制新方法的研究[J]. 组合机床与自动化加工技术, 2007, (10): 50 - 53.
- [11] 石川,赵彤,叶佩青,等. 数控系统S曲线加减速规划研究[J]. 中国机械工程, 2007, 18(12): 1421 - 1425.

## S-Curve Control Research on the Acceleration Process of Axial Blood Pump

TAN Jian-ping, LIU Heng-tuo, XU Yan, LIU Yun-long, ZHU Zhong-yan, TAN Wei

(School of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China)

**Abstract:** Based on the traditional S-curve control algorithm, a three-section S-curve speed-rising-control method which can promote drive performance of the blood pump was proposed. An S-curve acceleration model was established, and then time constant and steps were obtained by discrete solution. The parameters were passed to the microcontroller in real time by using PC communication, and eventually the S-curve control method was realized in the acceleration process. The results show that the blood pump can reach the fastest and the best drive performance through about 1.2s, while the start-up speed of blood pump is 300 r/min and its maximum stable speed is 6 000 r/min. It has shorter drive time, less vibration noise and better acceleration performance than before.

**Key words:** axial blood pump; S-curve; speed control; PC

(上接第54页)

## Research on Calculation Method of the Cushion Thickness in the Rigid Pile Composite Foundation

ZHANG Si-hua, BI Su-ping, GUO Yuan-cheng

(School of Civil Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China)

**Abstract:** The paper analyzed the calculating method of the cushion thickness in rigid pile composite foundation. Based on Terzaghi theory, the minimum thickness and the maximum thickness are derived considering the function of the cushion and its possible failure modes. Moreover, the determination principle of the best cushion thickness is brought forward. The minimum thickness of the cushion takes the value of pile's upper penetration into the cushion, while the cushion thickness is taken as the maximum thickness when the vertexes of sliding surface contact the bottom of pile cap. Finally, the calculation method of the cushion thickness is verified by using an empirical formula, which can provide a theoretical support for design of the cushion.

**Key words:** composite foundation; the rigid pile; cushions; methods of value selection