

# 静脉输液过程中滴速自动控制系统的建模与仿真

杜启亮<sup>1,2</sup>, 刘健豪<sup>1</sup>, 董超<sup>2</sup>, 田联房<sup>1</sup>

(1. 华南理工大学 自动化科学与工程学院, 广州 510641;

2. 国家海洋局 南海维权技术与应用重点实验室, 广州 510310)

**摘要:** 为对静脉输液过程的滴速自动控制系统进行设计和分析, 对此类型系统进行建模和仿真研究; 通过实验数据拟合出输液过程的静态模型, 进而得到非线性的动态模型; 采用一阶惯性环节对执行机构的动态特性进行描述, 采用定积分对基于红外光电对管的滴速检测环节进行建模; 在静态工作点对过程模型进行基于增量法的近似线性化处理, 对给定值小范围变化的情况设计了 PID 控制律, 对给定值大范围变化的情况采用先开环控制后闭环控制的控制策略; 仿真结果表明, 该模型能较准确反映被控过程和控制系统的特性, 对控制系统的实施有较好的参考价值。

**关键词:** 输液过程; 滴速; 建模; 控制系统

## Modeling and Simulation of an Automatic Drip Rate Control System on Intravenous Infusion Process

Du Qiliang<sup>1,2</sup>, Liu Jianhao<sup>1</sup>, Dong Chao<sup>2</sup>, Tian Lianfang<sup>1</sup>

(1. School of Automation Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China;

2. Key Laboratory of Technology for Safeguarding of Maritime Rights and Interests and Application, State Oceanic Administration, Guangzhou 510310, China)

**Abstract:** To design and analyze an automatic drip rate control system on intravenous infusion process, this paper carried out researches on system modeling and simulation. A static model of the process, which was then used to calculate a nonlinear dynamic model, was obtained by experimental data after curve fitting. A first-order inertial element was utilized to depict the dynamics of the control element, while the infrared-photoelectric-based drip rate detection element was represented by a definite integral model. The process model was approximately linearized on quiescent operating points by incremental method, then a PID control law was designed for the case of small setting value changes while an open-loop-ahead closed loop strategy was presented for the case of large setting value changes. The simulation results showed the presented model could reflect the actual characteristics of the controlled process and control system, which was a good reference to implementation of the control system.

**Keywords:** intravenous infusion process; drip rate; modeling; control system

## 0 引言

自动化的输液过程控制器对减轻医护人员繁重的工作压力有重要意义, 目前这类系统均采用数字化的控制技术。文献 [1] 采用 PLC 作为控制中心, 利用激光传感器进行非接触式液滴计量, 通过调节吊瓶高度来控制液滴的流量, 并且实现了病房远程网络监控。文献 [2] 采用 PC 机作为主机, 以 AT89C52 单片机作为智能节点控制器, 构成一个分布式的主从局域控制网。该系统采用红外线光电传感器实现对液体点滴速度的测量和液位监测, 调节滴速的机构与文献 [1] 类似。

文献 [3] 设计的输液滴速监视器, 通过电极针将输液液滴转换成脉冲信号, 以 C8051F236 高速片上系统单片机为核心组成输液滴速监视器, 仪器由脉冲检测、键盘、液晶显示、操作指示和声光报警等单元组成。文献 [4] 以 MSP430 单片机为控制核心, 采用模糊神经网络计算调整量, 驱动步进电机控制挤紧器调整滴速, 实现智能控制。文献 [5] 采用微波时域反射 (time-domain reflectometry, TDR) 方法对液瓶中药液余量进行检测, 在液瓶外贴两条电极, 根据药液余量不同, 两电极之间介质的反射系数不同的原理, 建立了测量模型。这些系统均能从功能上满足用户的需要, 但是对输液过程乃至整个控制系统的建模和分析工作少有提及。本文着重对该类型控制系统进行分析, 包括输液过程和检测环节的建模、控制器设计和整个系统的仿真。

## 1 控制系统设计

本文所述控制系统为一个典型的过程控制系统, 在实施过程中系统的结构采用与文献 [6] 类似的方式, 如图 1 所示。

收稿日期: 2014-01-09; 修回日期: 2014-04-04。

基金项目: 国家海洋局南海维权技术与应用重点实验室 2012 年度开放基金 (1216); 高等学校博士学科点专项科研基金新教师课题 (20120172120032)。

作者简介: 杜启亮 (1980-), 男, 工学博士, 副研究员, 主要从事流程工业建模与控制方面的研究。

滴速是过程的被控变量, 采用夹持器调节软管开度, 即夹持器开度作为过程的控制变量, 电机及传动装置为执行机构 (内嵌在夹持器内, 图中未专门画出), 采用单片机作为控制器, 采用光电传感器作为检测装置, 检测原理参见文献 [7]。

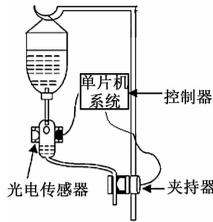


图 1 控制系统实施示意图

## 2 控制系统建模

### 2.1 被控对象建模

#### 2.1.1 静态模型

静态模型即夹持器开度和滴速的静态关系, 可通过实验测定。实验中, 液瓶底部与注射针头的距离为 1.25 m, 注射针头与大气相通, 单向调节夹持器开度 (包括从全闭到全开和从全开到全闭), 每隔 10% 记录一次滴速数据, 多次试验取平均值后数据曲线如图 2 所示, 图中空心圆点是实验测量数据。采用如式 (1) 所示 Sigmoid 函数拟合,

$$Q_0 = \frac{a_0}{1 + e^{-a_1(S_0 - a_2)}} \quad (1)$$

式中,  $Q_0$  为滴速,  $S_0$  为夹持器开度;  $a_0, a_1, a_2$  为模型参数。取  $a_0 = 118, a_1 = 0.25, a_2 = 40$ 。可见夹持器开度和滴速之间有很强的非线性, 曲线的斜率随着夹持器开度的增加经历了从小变大再变小的过程, 在夹持器开度约为 40% 处取最大值。对式 (1) 求导, 求得各点的斜率如式 (2) 所示:

$$\frac{dQ_0}{dS_0} = \frac{a_0 a_1}{(1 + e^{-a_1(S_0 - a_2)})^2} e^{-a_1(S_0 - a_2)} \quad (2)$$

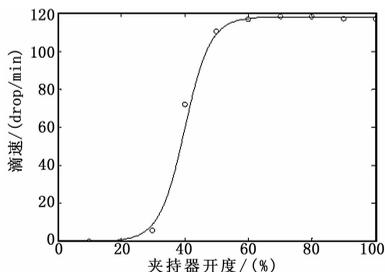


图 2 静态模型曲线

#### 2.1.2 动态模型

静态模型仅反映当夹持器开度稳定时滴速的稳定值, 而控制系统的设计和分析中更关心的是当夹持器开度发生变化时滴速相应的变化情况, 即更注重被控对象的动态模型。该模型可通过机理法或实验法获得<sup>[8]</sup>。本文采用实验法, 人为地给夹持器开度一个阶跃变化, 然后观察滴速的变化情况。根据观察结果, 本文认为该过程可用一个一阶惯性环节串联一个纯滞后环节来表示, 如式 (3) 所示:

$$\frac{Q(s)}{S(s)} = \frac{K_1 e^{-\tau_1 s}}{1 + T_1 s} \quad (3)$$

式中,  $Q(s), S(s)$  分别为滴速的变化量  $Q(t)$  和夹持器开度的变化量  $S(t)$  的拉氏变换,  $T_1, \tau_1$  分别为惯性时间常数和纯滞后时间常数,  $K_1$  为静态模型曲线中静态工作点处对应的斜率。

实际中观察得知, 该过程的响应时间很快, 故可取  $T = 1.5 \text{ s}, \tau_1 = 0.5 \text{ s}$ 。由于静态模型非线性严重, 故  $K_1$  的变化范围较大, 可考虑基于增量法的近似线性化动态模型<sup>[9]</sup>, 即在静态工作点附近小范围区域内, 取  $K_1$  为恒定值, 其值等于静态工作点处的  $K_1$  值。

### 2.2 执行机构建模

本文中执行机构由步进电机和传动机构组成。电机 (包括其驱动电路) 根据控制器输出的信号转动相应的角度, 传动机构将旋转运动转化为直线运动, 直接推动夹持器的阀杆。一般步进电机的动态模型为二阶模型<sup>[10]</sup>, 考虑到本系统中电机功率小, 负载轻, 故用一阶模型来近似描述。则执行机构的传递函数如式 (4) 所示:

$$\frac{S(s)}{C(s)} = \frac{K_2}{1 + T_2 s} \quad (4)$$

式中,  $C(s)$  为控制器输出的变化量  $C(t)$  的拉氏变换;  $T_2$  为惯性时间常数, 可选较小数值, 本文取  $T_2 = 1 \text{ s}$ 。  $K_2$  为放大系数, 表示执行机构输出的直线运动位移量与输入的步进电机转动角度的比值, 与步进电机和传动机构的结构和参数有关。本文所选步进电机最小步长为  $18^\circ$ , 通过实验测定得知每转动一圈, 夹持器开度变化 2%, 故选  $K_2 = 2$ 。

### 2.3 检测装置建模

滴速检测装置是整个系统的关键环节, 它需要对输液速度进行检测, 对控制精度的影响最大。输液器滴速的检测方法有接触式和非接触式两种, 由于接触式的检测方法中检测装置 (如探针) 需与药液接触容易污染药液, 所以更常用的是非接触式的检测方法。本文采用基于红外光电对管的非接触式滴速检测方法。发射管和接收管相对, 轴向对齐, 分别放置在滴壶外两侧, 并使轴线经过液滴下落的轨迹; 若无液滴经过, 发射管发射的红外光大部分能到达接收管; 若有液滴经过, 由于光线发生了折射, 故到达接收管的红外辐射能量将发生变化; 设计信号调理电路捕捉这种信号变化, 然后输出到单片机系统, 则可计算出两滴药液之间的时间间隔, 从而可知滴速<sup>[11]</sup>。

设滴速为  $d$  (drop/min), 两滴之间的时间间隔为  $t_d$  (s), 则两者关系如式 (5) 所示:

$$\int_0^{t_d} \frac{60}{d} dt = 1 \quad (5)$$

易知,  $t_d$  即为检测装置的采样周期, 在控制系统运行期间, 其将随  $d$  的变化而变化,  $d$  越小,  $t_d$  越大。也就是说, 每隔  $t_d$  时间, 滴速的测量值才能更新一次, 而在  $t_d$  时间内, 滴速的测量值由采样保持器保持为上一个周期的测量值。因此在  $t_d$  时间内, 测量值可能含有误差。假设  $d$  从 0 开始, 按 1drop/(min (s)) 的速率增加, 见图 3 (a), 则  $d$  的测量值和相应的测量误差如图 3 (b)、(c) 所示。可见, 滴速越小, 产生测量误差的概率越大。

### 2.4 控制器建模

#### 2.4.1 小范围改变给定值时的控制策略

设系统原工作在某静态工作点, 当需要小范围改变给定值时, 可将式 (3) 中的  $K_1$  值视为原静态工作点处的值, 设计

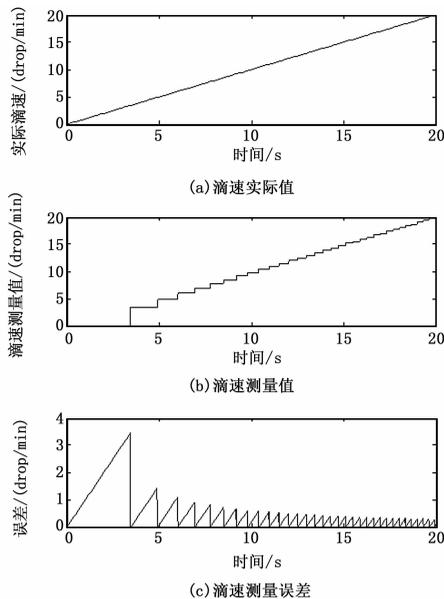


图 3 滴速的测量误差示意图

PID 控制器，如式 (6) 所示。

$$\frac{C(s)}{E(s)} = K_p + K_p K_I \frac{1}{s} + K_p K_D s \quad (6)$$

式中,  $E(s)$  为误差  $E(t)$  的拉氏变换;  $K_p$ 、 $K_I$ 、 $K_D$  分别为比例增益、积分增益和微分增益。

### 2.4.2 大范围改变给定值时的控制策略

当需要大范围改变给定值时, 考虑到过程较强的非线性特性, 采用先开环控制, 后闭环控制的策略。具体而言, 当设定一个新的滴速给定值时, 根据式 (1) 的静态模型计算出夹持器开度, 控制器输出控制信号, 并一直保持, 待滴速和夹持器开度稳定后, 开环控制阶段结束; 此时再转入闭环控制, 把此时的静态工作点作为静态工作点, 采用上述小范围改变给定值时的控制策略来进行控制, 给定值为此时输出值和期望值的误差。其中滴速或夹持器开度是否稳定可根据其变化率的值和持续时间来判断, 具体而言, 若滴速和夹持器开度变化率小于某阈值  $\lambda_d$  和  $\lambda_j$ , 并且持续  $t_L$ , 则认为其稳定。

## 3 仿真实验

用 Matlab 软件进行滴速过程控制系统的仿真, 设计了 3 个实验进行仿真。

实验一: 过程的建模与仿真实验。

静态模型的斜率变化随着夹持器开度的增加经历了从小变大再变小的过程, 且大致以夹持器开度为 40% 的直线为对称轴, 故实验中假设 3 个静态工作点, 如表 1 所示, 这几个工作点较均匀地分布在斜率从最小变到最大的区间。在第 0 秒人为给夹持器开度一个 5% 的正的阶跃变化, 过程的响应如图 4 所示。图中, 各静态工作点 1、2、3 下的响应曲线依次用点划线, 折线和点线表示。

表 1 实验中选取的 3 个静态工作点

	夹持器开度/(%)	滴速/(drop/min)
静态工作点 1	20	0.79
静态工作点 2	30	8.95
静态工作点 3	40	59

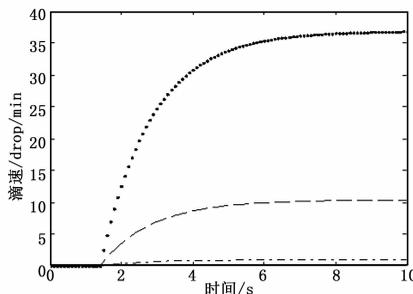


图 4 不同静态工作点时过程的阶跃响应

实验二: 不同静态工作点时给定值小范围改变时的控制效果。

在不同静态工作点下, 由于动态模型不同, 故 PID 控制律中控制参数也不一样, 可根据夹持器开度分段选择, 见表 2。在第 10 秒, 给控制系统一个 5 drop/min 的正的阶跃输入, 相应的各输出曲线如图 5 所示, 各子图中实线均为输入曲线, 折线均为输出曲线, 控制周期为 1 s。可见, 在滴速较低的静态工作点 1, 由于滴速测量存在很大滞后, 即滴速的测量值需要较长时间才能更新, 所以系统调节时间较长, 而静态工作点 2 和 3, 系统均有较好的动态性能。

表 2 不同静态工作区间时的 PID 参数

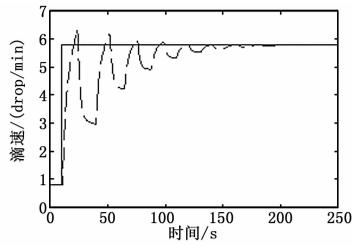
夹持器开度/(%)	$K_p$	$K_I$	$K_D$
15 ~ 25 或 55 ~ 65	1.70	0.06	0.05
25 ~ 35 或 45 ~ 55	0.22	0.30	0.55
35 ~ 45	0.06	0.35	0.40

实验三: 给定值大范围改变时的控制效果。

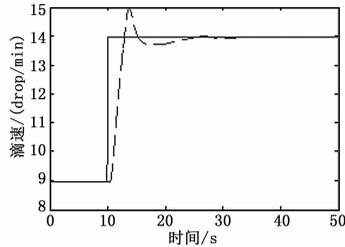
假设原过程工作在静态工作点 1, 即夹持器开度为 20% (控制器输出为 10%), 滴速为 0.79 drop/min, 现需要将滴速大幅改变至 60 drop/min。根据 2.4.2 小节控制策略, 先根据式 (1) 计算出滴速为 60 drop/min 时夹持器开度为 40.1%, 控制器输出为 20.05%, 控制系统开环工作, 控制器输出在原来 10% 的基础上增加 10.01% 并保持不变。若过程所处的环境和参数与建模时一样, 则稳定后滴速应为 60 drop/min。然而实际上过程总会受到外界的干扰, 自身参数也会发生变化, 使开环控制存在误差, 所以需要闭环控制加以补偿。假设由于液瓶高度或人体血压等因素的变化, 使模型的真实参数发生了改变, 式 (1) 中  $a_0$  由 118 变为 140, 此模型下夹持器开度 40.1% 对应滴速稳定值为 70.88 drop/min, 误差为 -10.88 drop/min。待开环控制稳定后 (假设需时 5 s), 以此为新的静态工作点 (此处斜率为 8.75 (drop/min) /%), 以 -10.88 drop/min 为给定值开始闭环控制, PID 各参数仍按表 2 选取。闭环控制调节过程如图 6 所示, 图中实线为给定值曲线, 折线为输出曲线, 0~5 s 代表开环控制稳定所需时间, 闭环控制从第 5 秒开始。

## 4 结论

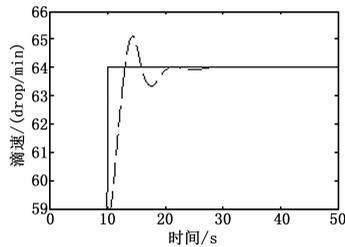
本文对静脉输液过程的滴速自动控制系统进行建模与分析, 建立了被控过程、执行机构、滴速检测环节的动态模型, 控制器的设计中, 考虑到过程严重的非线性特性, 对给定值小



(a) 静态工作点1时的控制系统的阶跃响应



(b) 静态工作点3时的控制系统的阶跃响应



(c) 静态工作点3时的控制系统的阶跃响应

图 5 不同静态工作点时的控制系统的阶跃响应

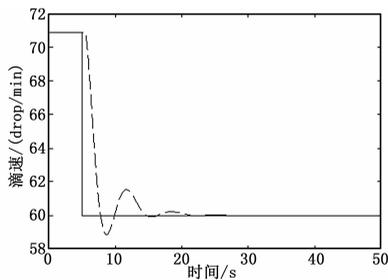


图 6 由开环转入闭环后的控制系统的输出曲线

范围变化和大范围的情况分别设计了相应的控制策略。仿真结果表明, 当系统在滴速较低的工作点附近工作, 由于滴速测量值的更新周期长, 故动态调节时间明显比在滴速较高的工作点长。后续工作之一是在这种情况下缩短该动态调节时间。可考虑参考静态模型, 在每个控制周期, 若滴速测量值未更新, 用静态模型计算值予以代替。更进一步, 可考虑自学习的方法, 实时对过程静态模型进行更新, 以克服静态模型参数易受外界干扰的缺点。

参考文献:

[1] 任 齐. 基于 PLC 的输液流量自动监控装置 [J]. 组合机床与自动化加工技术, 2004, (10): 78-79.

[2] 果 莉. 点滴监控系统的研究 [J]. 中国科技信息, 2005, (17): 23-23.

[3] 白凤娥, 常晓明, 张新日. 基于 SOC 的输液滴速监视器设计 [J]. 计算机工程, 2005, 31 (14): 202-204.

[4] 贾少青, 李爱华, 陈 平. 智能输液监控系统设计与实现 [J]. 2007, 21 (4): 66-68.

[5] Andrea C, Giuseppe C, Nicola G, et al. Microwave TDR for real-time control of intravenous drip infusions [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2012, 61 (7): 1866-1873.

[6] Barros E, dos Santos M V D. A safe, accurate intravenous infusion control system [J]. Micro, IEEE, 1998, 18 (5): 12-21.

[7] Zhang Y, Zhang S F, Ji Y, et al. Intravenous infusion monitoring system based on WSN [A]. IET International Conference on Wireless Sensor Network (IET - WSN) 2010 [C]. IET Conference Publications, 2010, (575): 38-42.

[8] 邵裕森, 戴先中. 过程控制工程 (第二版) [M]. 北京: 机械工业出版社, 2004.

[9] Chen C T. Linear system theory and design (3rd Edition) [M]. New York: Oxford University Press, 1999.

[10] 段英宏, 杨 硕. 步进电动机的模糊 PID 控制 [J]. 计算机仿真, 2006, 2 (2): 290-293.

[11] 傅俊楠, 秦传波, 杜启亮, 等. 基于 LM3S8962 的静脉输液滴速控制系统 [J]. 计算机测量与控制, 2012, 20 (10): 2693-2696.

(上接第 2477 页)

2) 针对海底泥浆举升泵控制系统特点, 选择模糊 PI 控制作为系统控制器算法。借助于 VHDL 语言编写 A/D、D/A 的控制时序和模糊 PI 控制算法程序。

3) 试验结果表明, 基于 FPGA 的模糊 PI 控制器对海底泥浆举升泵的控制具有较好的动态特性和鲁棒性。达到了模拟海底泥浆举升泵入口压力为恒定值的目的, 为双梯度钻井作业提供了指导。

参考文献:

[1] 许亮斌, 蒋世全, 殷志明, 等. 双梯度钻井技术原理研究 [J]. 中国海上油气, 2005, 17 (4): 260-264.

[2] 殷志明. 新型深水双梯度钻井系统原理、方法及应用研究 [D]. 东

营: 中国石油大学 (华东), 2007.

[3] 殷志明, 陈国明, 王卓显, 等. 深水海底泥浆举升钻井技术及其应用前景 [J]. 钻采工艺, 2006, 29 (5): 1-3.

[4] Jonggeun Choe. Analysis of riserless drilling system and well control [A]. SPE 55056 [C]. 1999.

[5] 高本金. 海底泥浆举升钻井系统及举升圆盘泵研究 [D]. 山东东营: 中国石油大学 (华东), 2009.

[6] 蔡绍伟, 吴千秋, 赵 丰, 等. 基于 FPGA 和 ARM 的弹上相位自动微调控制器设计与实现 [J]. 计算机测量与控制, 2012, 20 (12): 3268-3270.

[7] 王水鱼, 安 鸽. 基于 FPGA 汽车电控单元模糊控制器的设计 [J]. 计算机测量与控制, 2010, 18 (9): 2073-2075.