

血压自校正控制

A SELF-TUNING CONTROL OF BLOOD PRESSURE

侯波

Hou Bo

(重庆大学自动化系)

摘要 在控制血压的输液过程中,由于病人特征有明显的个体差异,必须采用自适应控制器。本文给出一个对期望血压实行极点配置对随机噪声实行最小方差的自校正控制算法,控制器在一个微机控制系统中实现。以狗为对象的动物实验表明:自适应控制器和系统特性令人满意。

关键词 血压控制;自校正控制算法;自适应控制器

中国图书资料分类法分类号 TP273.2; R544.2

ABSTRACT A self-tuning control algorithm is presented which provides a pole-assignment control for desired blood pressure and a generalized minimum variance control for stochastic noise. The controller is implemented on a microcomputer control system. Animal experiments in dogs indicate that the function of the self-tuning controller is satisfactory.

KEY WORDS blood pressure control; self-tuning control algorithm; adaptive controller

0 前言

血压是人体内重要的生理参数,严重偏离正常值就会影响人的生理功能。临床上,高血压危象病人的过高血压会增加出血危险,加重心负荷,严重时可导致生命危险。常用降压药物硝普钠(SNP)是一种作用快的强降压药物,药物灵敏度的个体差异极大,人工调节控制血压难以掌握。把自动控制用于输液系统对血压进行闭环控制,可以提高治疗效果。70年代末, J. B. Slate 与 L. C. Sheppard 做了大量临床观察与实验,运用生理学和药理学知识,建立了用于自动控制的药物作用模型^[1]。在此基础上,血压控制的研究得到迅速发展。

本文给出了一个血压控制系统和一种对参考输入实行极点配置、对噪声实行广义最小方差的自校正控制算法。在仿真基础上进行的动物实验研究表明了系统和算法的优良特性。

1 血压模型及系统结构

J. B. Slate 与 L. C. Sheppard 建立了一个考虑全面的血压模型^[1],并给出用于自动控制的

* 收文日期 1990-07-19

本课题得到重庆大学青年科学基金资助

降压药物硝普钠作用的传递函数模型:

$$p_{ma}(t) = p_{ba} + \Delta p_d(t) \tag{1}$$

$$\frac{\Delta p_d(s)}{U(s)} = \frac{Ke^{-T_d s}(1 + \alpha e^{-T_c s})}{1 + \tau s} \tag{2}$$

- 其中:
- $p_{ma}(t)$ —— 平均动脉压;
 - p_{ba} —— 背景活动分量;
 - $\Delta p_d(t)$ —— 药物产生的压力变化;
 - $U(t)$ —— 输液速率;
 - K —— 药物灵敏度;
 - T_d —— 药物从注射部位到全身的传输时间;
 - T_c —— 重循环时间;
 - α —— 重循环分数;
 - τ —— 时间常数。

对体重70kg的病人,200 μ g/ml 药物浓度,以上参数典型值为 $T_d = 30s, T_c = 45s, \alpha = 0.4, \tau = 50s, K = -0.72mmHg(ml \cdot hr^{-1})^{-1}$, K 有极大的个体差异,临床常见为30~40倍。

在设计控制器时,为简化控制器,取简化模型:

$$\frac{\Delta p_d(s)}{U(s)} = \frac{Ke^{-\tau s}}{1 + \tau s} \tag{3}$$

本实验系统由压力传感器、生理仪、A/D转换器、TP805单板机、输液泵及对象构成,结构框图如图1所示。程序用 Z80汇编语言和 TINY BASIC 编写。

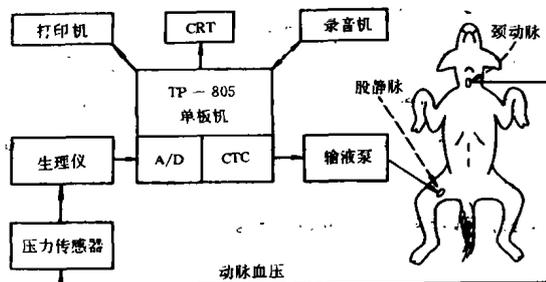


图1 实验系统框图

2 控制算法

由于对象特性的个体差异及时变性,固定参数的控制器不能适用于任意对象,在此必须采用自适应控制器。设计本系统控制器时,兼顾了动态特性与稳态性能,采用对参考输入实行极点配置,对随机噪声实行广义最小方差控制的自校正控制器^[2]。

设被控对象模型为

$$A(q^{-1})Y(t) = q^{-k}B(q^{-1})U(t) + C(q^{-1})\xi(t) \tag{4}$$

这里 $Y(t)$ 输出, $U(t)$ 控制量, $\xi(t)$ 噪声, q^{-1} 一步延迟因子。

$$A(q^{-1}) = 1 + a_1q^{-1} + \dots + a_nq^{-n}$$

$$B(q^{-1}) = b_0 + b_1q^{-1} + \dots + b_nq^{-n}$$

$$C(q^{-1}) = 1 + c_1q^{-1} + \dots + c_nq^{-n}$$

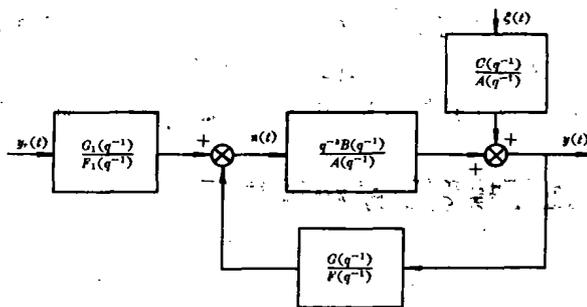


图2 自校正控制器结构框图

控制器结构如图2。

$$U(t) = -\frac{G(q^{-1})}{F(q^{-1})}Y(t) + \frac{G_1(q^{-1})}{F_1(q^{-1})}Y_r(t) \quad (5)$$

$Y_r(t)$ 为参考输入, $G(q^{-1})$ 、 $F(q^{-1})$ 、 $G_1(q^{-1})$ 、 $F_1(q^{-1})$ 为 q^{-1} 适当次数的多项式, 将(4)式与(5)式联立求解得

$$Y(t) = Y_1(t) + Y_2(t) \quad (6)$$

$$U(t) = U_1(t) + U_2(t) \quad (7)$$

其中

$$Y_1(t) = \frac{q^{-k}B(q^{-1})F(q^{-1})G_1(q^{-1})}{F_1(q^{-1})[A(q^{-1})F(q^{-1}) + q^{-k}B(q^{-1})G(q^{-1})]}Y_r(t) \quad (8)$$

$$Y_2(t) = \frac{C(q^{-1})F(q^{-1})}{A(q^{-1})F(q^{-1}) + q^{-k}B(q^{-1})G(q^{-1})}\xi(t) \quad (9)$$

$$U_1(t) = \frac{A(q^{-1})F(q^{-1})G_1(q^{-1})}{F_1(q^{-1})[A(q^{-1})F(q^{-1}) + q^{-k}B(q^{-1})G(q^{-1})]}Y_r(t) \quad (10)$$

$$U_2(t) = \frac{-C(q^{-1})G(q^{-1})}{A(q^{-1})F(q^{-1}) + q^{-k}B(q^{-1})G(q^{-1})}\xi(t) \quad (11)$$

$Y_1(t)$ 是跟踪参考输入 $Y_r(t)$ 的输出, $Y_2(t)$ 是受噪声影响而产生的输出。 $U_1(t)$ 是跟踪参考输入 $Y_r(t)$ 所需控制量, $U_2(t)$ 是抑制噪声 $\xi(t)$ 的干扰所需控制量。

为减小噪声对系统输出的影响, 应使 $Y_2(t)$ 尽可能地小, 对 $Y_2(t)$ 实行广义最小方差控制, 给出目标函数

$$J = E\{[Y_2(t+k)]^2 + [\lambda U_2(t)]^2\} \quad (12)$$

对参考输入实行闭环极点配置

$$Y_1(t) = \frac{q^{-k}B(q^{-1})Z(q^{-1})}{T(q^{-1})}Y_r(t) \quad (13)$$

$T(q^{-1})$ 、 $Z(q^{-1})$ 是设计者确定的极点多项式与零点多项式, 它们决定闭环系统的极点与部分零点。

为满足 J 达到最小, 有

$$U_2(t) = \frac{\bar{G}(q^{-1})}{\lambda A(q^{-1}) + B(q^{-1})}\xi(t) \quad (14)$$

其中 $\lambda = \bar{\lambda}^2/b_0$, $\bar{G}(q^{-1})$ 由(15)式确定

$$A(q^{-1})\bar{F}(q^{-1}) + q^{-k}\bar{G}(q^{-1}) = C(q^{-1}) \quad (15)$$

$$\deg \bar{F}(q^{-1}) = k - 1$$

$$\deg \bar{G}(q^{-1}) = \max(n_a - 1, n_c - k)$$

按如下方法选择 $F(q^{-1})$ 、 $G(q^{-1})$ 、 $F_1(q^{-1})$ 、 $G_1(q^{-1})$ 可满足对参考输入实行极点配置(13)式和对随机噪声实行广义最小方差(14)式的要求。

$$F(q^{-1}) = B(q^{-1})\bar{F}(q^{-1}) + \lambda C(q^{-1}) \quad (16)$$

$$G(q^{-1}) = \bar{G}(q^{-1}) \quad (17)$$

$$F_1(q^{-1}) = T(q^{-1})F(q^{-1}) \quad (18)$$

$$G_1(q^{-1}) = Z(q^{-1})C(q^{-1})[\lambda A(q^{-1}) + B(q^{-1})] \quad (19)$$

至此, 可由(5)式求得 $U(t)$ 。

对象参数用递推的推广最小二乘算法在线辨识。令

$$\hat{\xi}(l-1), \dots, \hat{\xi}(l-n_c)]^T$$

$$\theta = [a_1, a_2, \dots, a_n, b_0, \dots, b_n, c_1, \dots, c_n]^T$$

用算式

$$x_i = \rho + \varphi_i^T P_i \varphi_i \quad (20)$$

$$\hat{\theta}_i = \hat{\theta}_{i-1} + P_i \varphi_i [y(l) - \varphi_i^T \hat{\theta}_{i-1}] / x_i \quad (21)$$

$$P_{i+1} = P_i [I - \varphi_i \varphi_i^T P_i / x_i] / \rho \quad (22)$$

$$\hat{\xi}(l) = y(l) - \varphi_i^T \hat{\theta}_i \quad (23)$$

辨识出 $\hat{A}(q^{-1})$ 、 $\hat{B}(q^{-1})$ 、 $\hat{C}(q^{-1})$ 、 $\hat{\xi}(l)$ ，把辨识参数代入(15)~(19)式，即求出控制器。式中 ρ 为遗忘因子。

在本实验系统中，采样时间为 T^* ，由(3)式可得离散模型

$$\Delta p_d(l) = -a_1 \Delta p_d(l) + b_0 U(l-k) \quad (24)$$

但直接测量的是平均动脉压 $p_{ma}(l)$ ，在输液前采集一组 $p_{ma}(l)$ 值以其平均值作为 p_{ma} 。辨识时用模型(26)式

$$\Delta p_d(l) = p_{ma}(l) - p_{ma} \quad (25)$$

$$\Delta p_d(l) = -a_1 \Delta p_d(l-1) + b_0 U(l-k) + \xi(l) + c_1 \xi(l-1) \quad (26)$$

令

$$\varphi_i = [-\Delta p_d(l-1), U(l-k), \hat{\xi}(l-1)]^T$$

$$\theta = [a_1, b_0, c_1]^T$$

由(20)~(23)式求得 $\hat{\theta}$ 后，即可得 $\hat{A}(q^{-1})$ 、 $\hat{B}(q^{-1})$ 、 $\hat{C}(q^{-1})$ 。设定

$$T(q^{-1}) = 1 + t_1 q^{-1}$$

$$Z(q^{-1}) = z_0 = (1 + t_1) / b_0$$

由(15)~(19)式和(5)式求出控制量 $U(l)$ ，再加上对控制量的限幅。

$$U(l) = \begin{cases} U_{\min} & (U(l) < U_{\min}) \\ U(l) & (U_{\min} \leq U(l) \leq U_{\max}) \\ U_{\max} & (U(l) > U_{\max}) \end{cases}$$

就得到 l 时刻的实际控制量 $U(l)$ 。

3 实验研究

在仿真的基础上以健康的麻醉狗为对象进行了动物实验。

$T^* = 5s$ ，狗体重 15kg，药物浓度 $60\mu\text{g/ml}$ ， $U_{\min} = 0$ ， $U_{\max} = 220\text{ml/hr}$ ， $\rho = 0.995$ ， $k = 7$ ， $t_1 = -0.98$ ， $p_r = 100\text{mmHg}$ 。在前 40 步用固定参数 a_1 、 b_0 、 c_1 进行引导，40 步以后采用辨识参数。实验曲线见图 3，图 4。图 3 给出 0~20 分钟时平均动脉压曲线，由图可看出，曲线

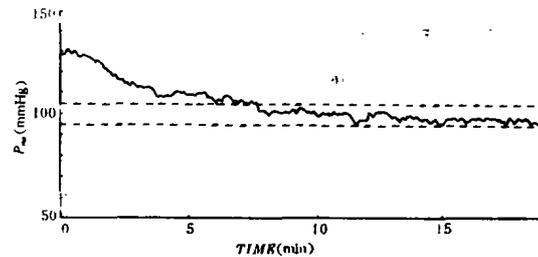


图 3

动态过程平滑,无过调。进入稳态后, $p_{ms}(t)$ 一直很稳定,都在设定值的 $\pm 5\text{mmHg}$ 范围内,图4给出的稳态过程是70~110分钟时的 $p_{ms}(t)$ 曲线。

对不同的狗在不同情况下进行了动物实验,表1给出5组实验时所辨识出的对象参数 \hat{a}_1 、 \hat{b}_0 、 \hat{c}_1 和由 \hat{a}_1 、 \hat{b}_0 计算出的对象增益,时间常数 τ 。对象参数在实验过程中有缓慢变化,表中数据是选取较为

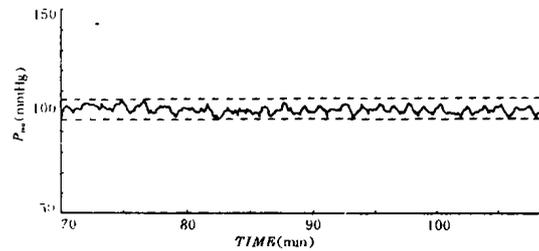


图4

稳定时的值。由表可看出, $K = -0.90$ 与 $K = -0.092$ 相差近10倍, $\tau = 247.5$ 与 $\tau = 47.5$ 相差5倍,有明显个体差异,但控制效果都很好。实验结果表明本血压控制系统和控制算法可靠性高,能很好解决个体差异,控制性能好,能很好满足临床要求,达到预期效果。

组数	\hat{a}_1	\hat{b}_0	\hat{c}_1	K	τ
1	-0.98	-0.0024	-0.33	-0.12	247.5
2	-0.98	-0.0026	-0.31	-0.13	247.5
3	-0.90	-0.090	-0.80	-0.90	47.5
4	-0.97	-0.0085	-0.30	-0.283	164.2
5	-0.95	-0.0046	0.15	-0.092	97.5

4 结论

对5条狗的动物实验表明,用自校正控制算法能很好地解决个体差异问题,不论是低药物灵敏度对象还是高噪声高灵敏度对象,都能控制,实验效果令人满意,可以在此基础上逐步进入临床实验为临床应用打下基础。

参 考 文 献

- 1 Slate J. B., Sheppard L. C., Rideout V. C. and Blackstone E. H. A model for design of a blood pressure controller for hypertensive patients. 5th IFAC Symp. Ident. & Syst. Param. Estim., 1979, 867
- 2 Zheng Chin, A generalized minimum variance self-tuning controller with pole-assignment, preprints 7th IFAC Symp. Ident. Syst. Param. Estim., 1985
- 3 Zhang Shengjian, Hou Bo, Peng Lixin, and Wang Ganbing, Adaptive control for blood pressure with Dahlin algorithm, Proceedings of IEEE 1988 International conference on Systems, Man and Cybernetics, Beijing and Shenyang China, Aug. 1988