

血液循环系统的模型与人工心脏 的自适应控制¹⁾

郭 仲 伟
(清 华 大 学)

McInnis B. C.
(美国休斯顿大学)

摘 要

本文对人体血液循环系统的数学模型进行了讨论,得出了其矩阵表达形式。在此基础上,介绍了将人工心脏作为左心室辅助心室的双输入、双输出自适应控制系统。系统采用微型机在线识别和自调整 PID 控制。多次实验结果表明,这种控制方案是有效的、可行的。

一、概 述

目前的人工心脏只代替了人体心脏的机械作用,即血液泵的作用。人工心脏驱动控制系统主要由三部分组成:人工心泵、驱动系统和计算机控制系统。近十多年来,美、德、法、澳、捷、日、瑞士等国都对此系统进行了大量科研工作^[1-3],目前已进入了实用化阶段。辅助人工心脏的临床应用在世界上已有二百多例,植入人工心脏也已有十九例。国内也已开始重视这方面的科研工作。

人工心脏不但可以作为辅助心脏,当人体心脏有病处于手术或恢复期时接入;也可以完全代替人体心脏的一个或两个心室。

由于血液循环系统的参数变化十分剧烈,在人工心脏的控制中使用自适应控制是十分必要的。文献[7]介绍了一些研究工作,但方法比较复杂。文献[6]介绍了一种单输入单输出的自适应控制方案。本文将介绍一种双输入、双输出的自适应控制方案。本文仅讨论了人工心脏作为辅助左心室的控制问题,其它用途的控制与此相似,读者可参看文献[5,6]。

二、物理模型与控制方案

由于人工心脏的实验工作极为复杂,本研究工作是在血液循环系统的物理模型上进行的。模型本身也是许多科学家正在研究的课题。这里采用德国科学家 H. Reul^[8] 的模型。三个心室(左、右心室和一个辅助心室)采用的是 T. Akutsu 设计的在 Texas Heart

本文于1985年10月22日收到。

1) 本文曾在1985年9月第五届全国控制理论及其应用学术交流会上交流。

Institute 第一次植入人体的人工心脏。用与血液粘度相同的液体作为流动介质。驱动系统采用的是液压和气压系统，用常规的 PID 调节器控制其伺服阀。整个系统采用专用微型机进行在线控制。系统方框图如图 1 所示。

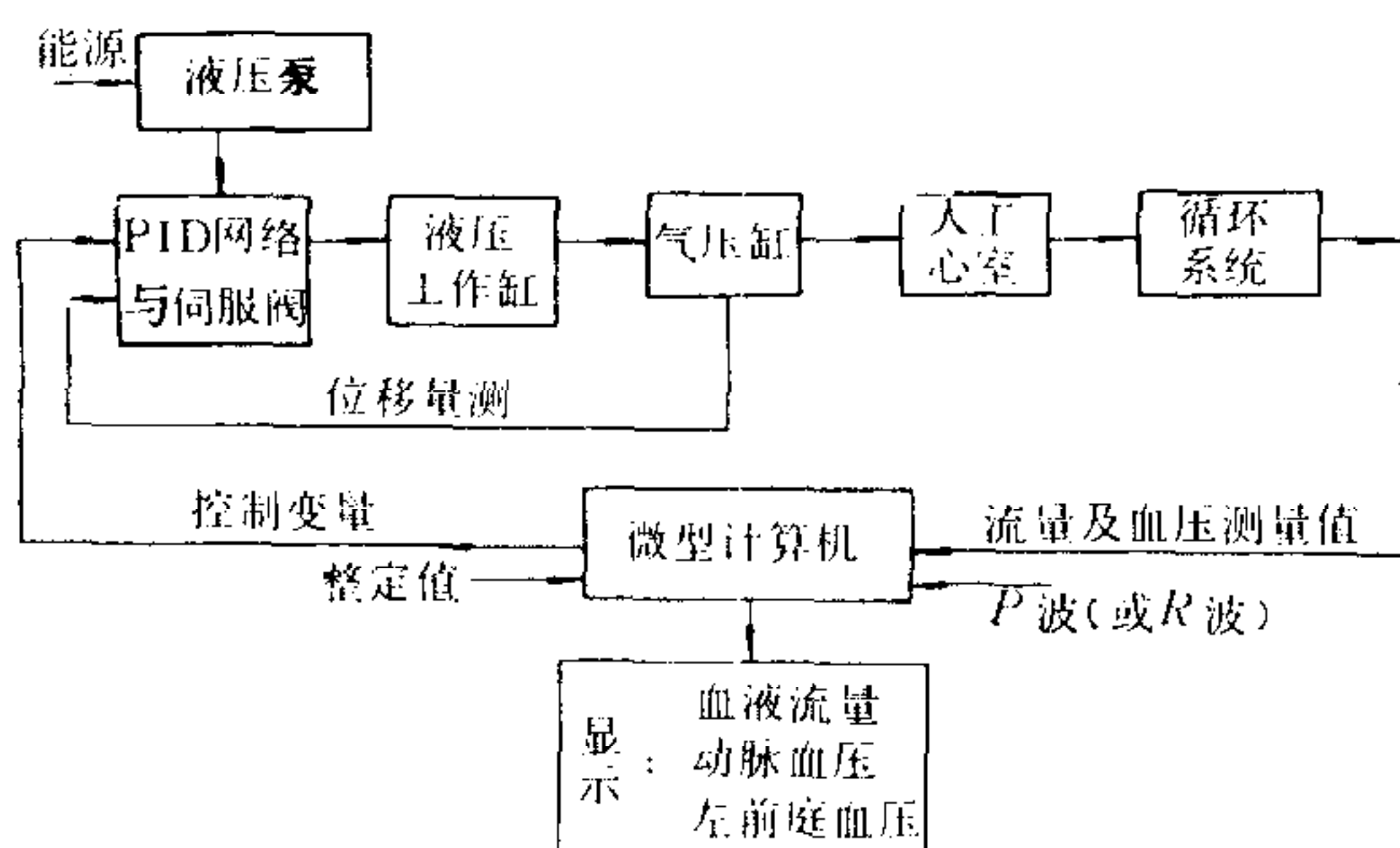


图 1 心室的驱动及控制方框图

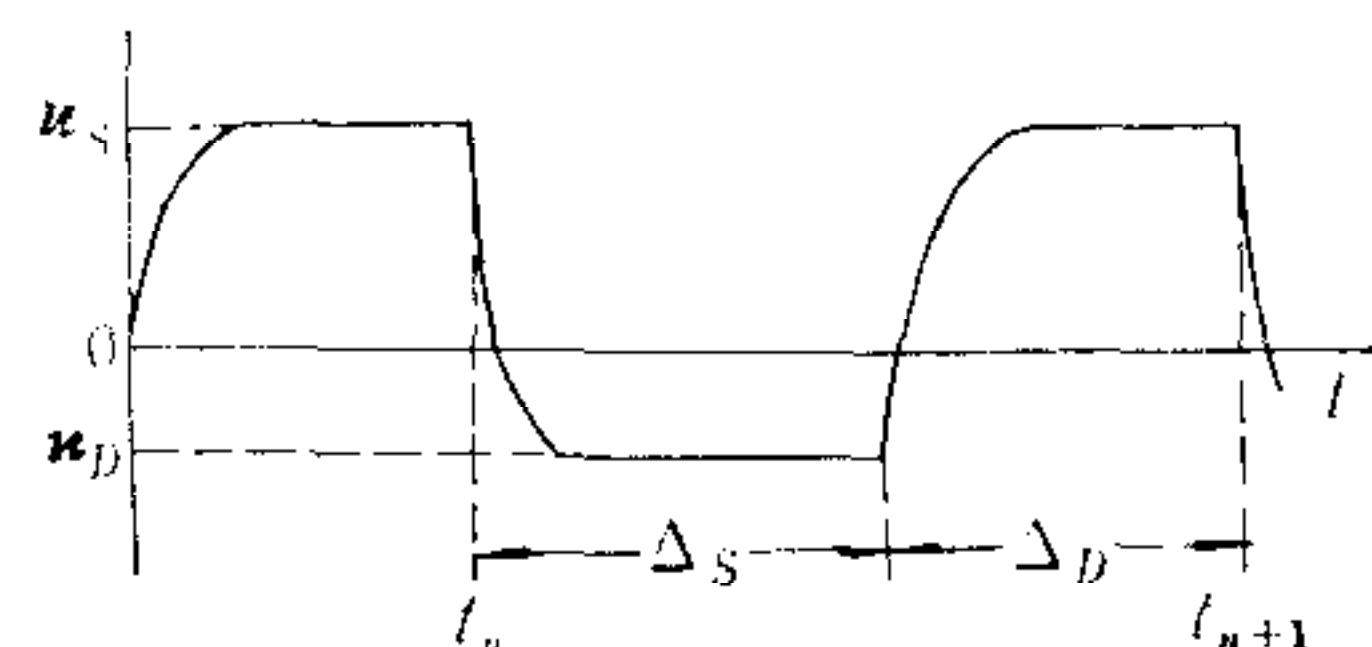


图 2 控制变量波形图

辅助心室是用心电图中的 P 波(或 R 波)进行同步控制的^[9]。控制量是气压缸活塞的位移量,其波形如图 2 所示,其中 u_s 是收缩位移,驱动人工心室收缩; u_D 是舒张位移,使人工心脏心室舒张; Δ_s 及 Δ_D 是相应于收缩及舒张期的时间间隔。

三、数学模型

为了推导出血液循环系统的数学模型,我们采用了与物理模型相对应的 RLC 电模拟网络^[8,10],如图 3 所示。图中用虚线画成心形的两部分表示人体心脏的左心室和右心室。电压源 u_L 与 u_R 表示两个心室的泵压,同样, u_A 表示辅助心室的泵压。二极管 D_1 ,

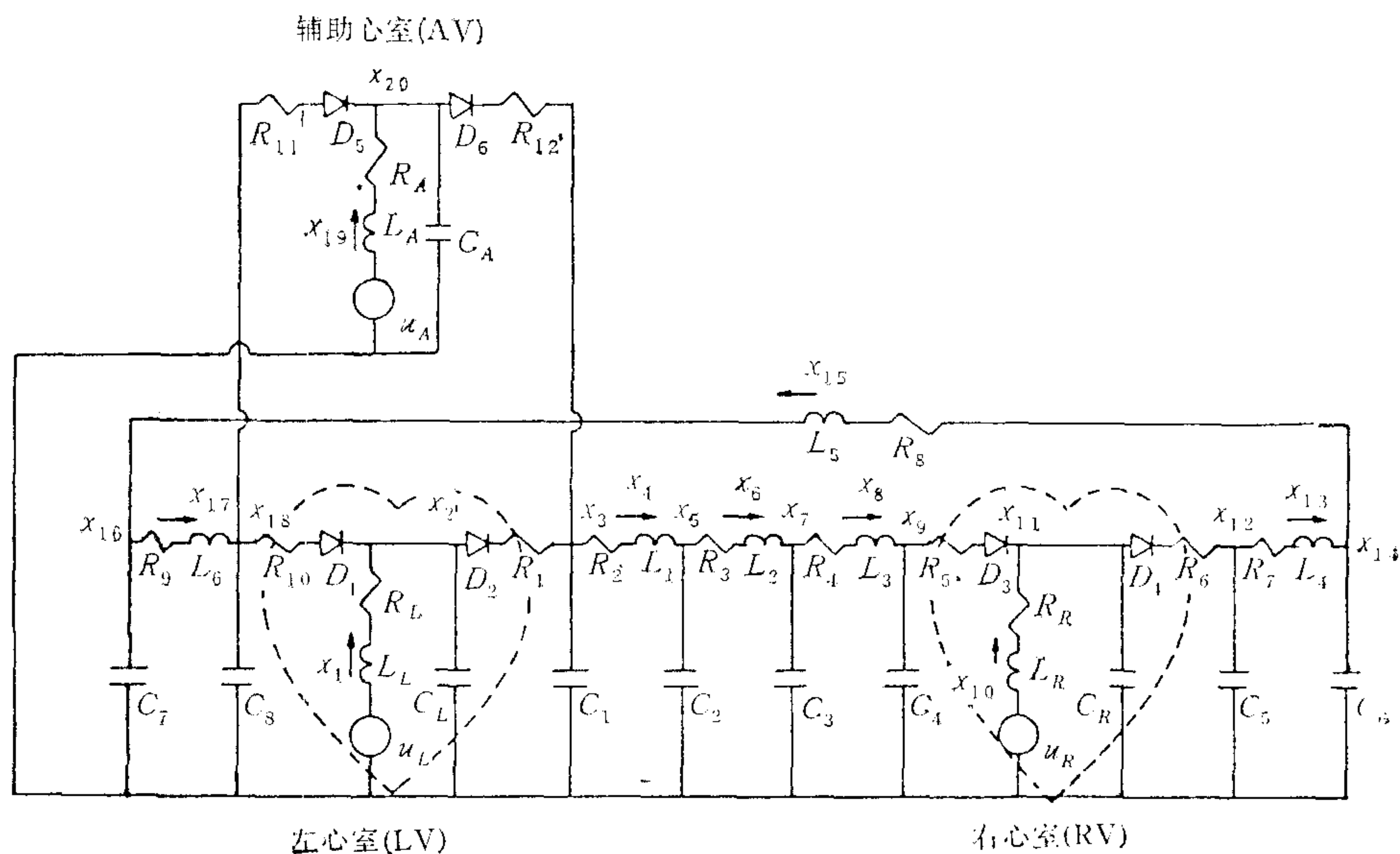


图 3 血液循环系统 RLC 网络模型

表1 A矩阵非零元素

$$\begin{aligned}
A_{1,1} &= -\frac{R_L}{L_L} A_{1,2} = -\frac{1}{L_L}, \\
A_{2,1} &= \frac{1}{C_L} A_{2,2} = -\left[\frac{D(X_{18}-X_2)}{R_{10}C_L} + \frac{D(X_2-X_3)}{R_1C_2}\right] A_{2,3} = \frac{D(X_2-X_3)}{R_1C_2} A_{2,18} = \frac{D(X_{18}-X_2)}{R_{10}C_L}, \\
A_{3,2} &= \frac{D(X_2-X_3)}{R_1C_1} A_{3,3} = -\left[\frac{D(X_2-X_3)}{R_1C_1} + \frac{D(X_{20}-X_3)}{R_{12}C_1}\right] A_{3,4} = -\frac{1}{C_1} A_{3,20} = \frac{D(X_{20}-X_3)}{R_{12}C_1}, \\
A_{4,3} &= \frac{1}{L_1} A_{4,4} = -\frac{R_2}{L_1} A_{4,5} = -\frac{1}{L_1}, \quad A_{5,4} = \frac{1}{C_2} A_{5,6} = -\frac{1}{C_2}, \\
A_{6,5} &= \frac{1}{L_2} A_{6,6} = -\frac{R_3}{L_2} A_{6,7} = -\frac{1}{L_2}, \quad A_{7,6} = \frac{1}{C_3} A_{7,8} = -\frac{1}{C_3}, \\
A_{8,7} &= \frac{1}{L_3} A_{8,8} = -\frac{R_4}{L_3} A_{8,9} = -\frac{1}{L_3}, \\
A_{9,8} &= \frac{1}{C_4} A_{9,9} = -\frac{D(X_9-X_{11})}{R_5C_4} A_{9,11} = \frac{D(X_9-X_{11})}{R_5C_4}, \quad A_{10,10} = -\frac{R_R}{L_R} A_{10,11} = -\frac{1}{L_R}, \\
A_{11,5} &= \frac{D(X_9-X_{11})}{R_5C_R} A_{11,10} = \frac{1}{C_R} A_{11,11} = -\left[\frac{D(X_9-X_{11})}{R_5C_R} + \frac{D(X_{11}-X_{12})}{R_6C_R}\right] A_{11,12} = \frac{D(X_{11}-X_{12})}{R_6C_R}, \\
A_{12,11} &= \frac{D(X_{11}-X_{12})}{R_6C_5} A_{12,12} = -\frac{D(X_{11}-X_{12})}{R_6C_5} A_{12,13} = -\frac{1}{C_5}, \\
A_{13,12} &= \frac{1}{L_4} A_{13,13} = -\frac{R_7}{L_4} A_{13,14} = -\frac{1}{L_4}, \quad A_{14,13} = \frac{1}{C_6} A_{14,15} = -\frac{1}{C_6}, \\
A_{15,14} &= \frac{1}{L_5} A_{15,15} = -\frac{R_8}{L_5} A_{15,16} = -\frac{1}{L_5}, \quad A_{16,15} = \frac{1}{C_7} A_{16,17} = -\frac{1}{C_7}, \\
A_{17,16} &= \frac{1}{L_6} A_{17,17} = -\frac{R_9}{L_6} A_{17,18} = -\frac{1}{L_6}, \\
A_{18,2} &= \frac{D(X_{18}-X_2)}{R_{10}C_8} A_{18,17} = \frac{1}{C_8} A_{18,18} = -\left[\frac{D(X_{18}-X_{20})}{R_{11}C_8} + \frac{D(X_{18}-X_2)}{R_{10}C_8}\right] A_{18,20} = \frac{D(X_{18}-X_{20})}{R_{11}C_8}, \\
A_{19,19} &= -\frac{R_A}{L_A} A_{19,20} = -\frac{1}{L_A}, \\
A_{20,3} &= \frac{D(X_{20}-X_3)}{R_{12}C_A} A_{20,18} = \frac{D(X_{18}-X_{20})}{R_{11}C_A} A_{20,19} = \frac{1}{C_A} A_{20,20} = -\left[\frac{D(X_{18}-X_{20})}{R_{11}C_A} + \frac{D(X_{20}-X_3)}{R_{12}C_A}\right].
\end{aligned}$$

其中 $D(y) = \begin{cases} 1, & \text{若 } y > 0, \\ 0, & \text{若 } y \leq 0. \end{cases}$

D_3, D_5 和电阻 R_{10}, R_5, R_{11} 模拟各心室的输入阀和阻抗, 而 D_2, D_4, D_6 与 R_1, R_6, R_{12} 则模拟输出阀及其阻抗. 血液循环管道用多级的 RLC 网络进行模拟. 图内也标明了各状态变量的意义, 状态方程可表示为

$$\dot{\mathbf{x}} = A\mathbf{x} + B\mathbf{u}, \quad (1)$$

其中 $\mathbf{x} \in R^{20}, A \in R^{20 \times 20}, B \in R^{20 \times 3}, \mathbf{u} \in R^3, \mathbf{u}^T = [u_L, u_R, u_A],$

矩阵 A 中大部分元素为零, 非零元素如表 1 所示. B 中的非零元素是 $B_{1,1} = 1/L_L, B_{10,2} = 1/L_R, B_{19,3} = 1/L_A.$

由于作者引进了 D 函数, 可使复杂的非线性模型用一个紧凑的状态方程描述, 并且也为数字模拟计算提供了方便.

四、自适应 PID 控制

我们研究了多种自适应控制律, 最后证明 PID 控制律能够很好地满足系统的要求.

为此可采用如下的降阶模型:

$$\bar{\mathbf{y}}(n+1) = A_1 \bar{\mathbf{y}}(n) + B_1 \mathbf{u}_A(n) + \mathbf{c}_1. \quad (2)$$

其中
$$\bar{\mathbf{y}} = \begin{bmatrix} \bar{y}_1 \\ \bar{y}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overline{AOP} \\ \overline{LAP} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{u}_A = \begin{bmatrix} u_{AS} \\ u_{AD} \end{bmatrix}.$$

$\overline{AOP}$ 是主动脉血压 $AOP = x_3$ 在一个心动周期中的平均值, $\overline{LAP}$ 是左心房血压 $LAP = x_{18}$ 的平均值. 控制的指标是将此两个平均值保持在整定值上.

$$A_1 = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}, \quad B_1 = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} \\ b_{21} & b_{22} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{c}_1 = \begin{bmatrix} c_1 \\ c_2 \end{bmatrix}.$$

A_1 , B_1 和 $\mathbf{c}_1$ 是需要预估的参数. 引进 c_1 主要是为了代表人体心室 LV 和 RV (图 3) 强度的变化. 在此系统中的控制变量是 $\mathbf{u}_A$.

选用如下形式的 PID 控制律(参考文献 [11, 12]):

$$\mathbf{u}_A(n) = K_p \mathbf{e}(n) + K_d [\mathbf{e}(n) - \mathbf{e}(n-1)] + K_i \sum_{j=0}^n \mathbf{e}(j). \quad (3)$$

其中

$$\mathbf{e} = \begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overline{AOP_R} - \bar{y}_1 \\ \overline{LAP_R} - \bar{y}_2 \end{bmatrix}.$$

$\overline{AOP_R}$ 与 $\overline{LAP_R}$ 分别为 $\bar{y}_1$ 和 $\bar{y}_2$ 的参考值或整定值. 比例、微分和积分参数根据实际情况分别选为

$$K_p = \begin{bmatrix} k_{p11} & k_{p12} \\ k_{p21} & k_{p22} \end{bmatrix}, \quad K_d = \begin{bmatrix} k_{d11} & 0 \\ 0 & k_{d22} \end{bmatrix}, \quad K_i = \begin{bmatrix} k_{i11} & k_{i12} \\ k_{i21} & k_{i22} \end{bmatrix}.$$

式(3)可改写为

$$\begin{aligned} (1 - q^{-1})\mathbf{u}_A &= K_p(1 - q^{-1})\mathbf{e} + K_d(1 - 2q^{-1} + q^{-2})\mathbf{e} + K_i \mathbf{e} \\ &= S(q^{-1})\mathbf{e}. \end{aligned} \quad (4)$$

其中

$$\begin{aligned} S(q^{-1}) &= \begin{bmatrix} (k_{p11} + k_{d11} + k_{i11}) - (k_{p11} + 2k_{d11})q^{-1} + k_{d11}q^{-2} & \\ (k_{p21} + k_{i21}) - k_{p21}q^{-1} & \\ (k_{p12} + k_{i12}) - k_{p12}q^{-1} & \\ (k_{p22} + k_{d22} + k_{i22}) - (k_{p22} + 2k_{d22})q^{-1} + k_{d22}q^{-2} & \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} s_{10} + s_{11}q^{-1} + s_{12}q^{-2} & s_{20} + s_{21}q^{-1} \\ s_{30} + s_{31}q^{-1} & s_{40} + s_{41} + s_{42}q^{-2} \end{bmatrix}. \end{aligned}$$

将模型(2)改写为

$$A\bar{\mathbf{y}}(n) = B\mathbf{u}_A(n) + \mathbf{c}, \quad (5)$$

其中

$$A = \begin{bmatrix} 1 + a_{11}q^{-1} & -a_{12}q^{-1} \\ -a_{21}q^{-1} & 1 - a_{22}q^{-1} \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} b_{11}q^{-1} & b_{12}q^{-1} \\ b_{21}q^{-1} & b_{22}q^{-1} \end{bmatrix}.$$

将(4)式代入(5)式, 可得闭环系统特征多项式

$$A^*(q^{-1}) = (1 - q^{-1})A(q^{-1}) + B(q^{-1})S(q^{-1}) = \begin{bmatrix} A_{11}^* & A_{12}^* \\ A_{21}^* & A_{22}^* \end{bmatrix}. \quad (6)$$

在此恒等式中 $A(q^{-1})$ 与 $B(q^{-1})$ 的参数由参数估计获取, 如果适当配置 $A^*(q^{-1})$ 的零点, 从(6)式中即可求得 $S(q^{-1})$, 从而可得出 PID 调节器的各参数. 所有计算都是代数运算, 可用微型机在线进行.

选取

$$A_{11}^* = A_{22}^* = (1 + 0.5q^{-1})(1 + 0.25q^{-2})$$

及

$$A_{21}^* = A_{12}^* = (1 + 0.5q^{-1})(1 + 0.01q^{-1})q^{-1},$$

这些参数给出闭环极点为: $-0.5, -0.5, 0.6, 0.4$ 和 $0.5(1 \pm 0.2j)$.

为了进行参数估计, 将方程(2)改写为

$$\bar{\mathbf{y}}^T(n+1) = \Phi^T(n)\theta. \quad (7)$$

其中

$$\Phi(n) = \begin{bmatrix} \bar{\mathbf{y}}(n) \\ \mathbf{u}_A(n) \\ 1 \end{bmatrix}, \quad \theta = \begin{bmatrix} A_1^T \\ B_1^T \\ \mathbf{c}_1^T \end{bmatrix}.$$

采用通常的估计算法^[11]

$$\begin{aligned} \hat{\theta}(n) &= \hat{\theta}(n-1) + \frac{P(n-2)\Phi(n-1)}{\lambda + \Phi^T(n-1)P(n-2)\Phi(n-1)} \\ &\quad \cdot [\bar{\mathbf{y}}^T(n) - \Phi^T(n-1)\theta(n-1)], \\ P(n-1) &= \frac{1}{\lambda} \left[P(n-2) - \frac{P(n-2)\Phi(n-1)\Phi^T(n-1)P(n-2)}{\lambda + \Phi^T(n-1)P(n-2)\Phi(n-1)} \right], \\ P(-1) &= \varepsilon I, \quad 0 < \varepsilon < \infty. \end{aligned} \quad (8)$$

其中 $\hat{\theta}$ 是要预估的参数; λ 是遗忘系数, 用于估计时变参数, 这里选 $\lambda = 0.95$.

五、实验结果

实验是用 PDP 11 或 LSI 11/23 微型机在线控制的, 采样周期为 10 毫秒, 用一个线性差动传感器测量气压缸活塞的准确位移.

图 4 是当人体心室强度变化时的控制情况. 当人体心室的压强由 123 mm 汞柱降至 94 mm 汞柱(图 4(d))时, 辅助心室自动进行补偿(图 4(e), (f)), 使 $\overline{AOP}$ 在 10 个心动周期内恢复到原来整定值(图 4(a)) 90 mm 汞柱. 这是左心室有病时的情况. 同样, 当左心室逐渐恢复时, 自适应控制也能自动降低辅助心室的作用, 这是在第 180 次跳动附近发生的情况. 此实验中的心率为每分钟 80 次. 人工心室的强度是用线性传感器的位移 (mm) 来测量的.

图 5 表示当病人由于某种原因 (如进行活动等) 需要增大血液流量 CO , 此时他的心跳次数会增大(图 5(d)), 虽然 CO 不是被调量, 但可用改变 $\overline{AOP}$ 的整定值来改变 CO , 这里将 $\overline{AOP}$ 的整定值规定为心跳次数的函数 (这是符合人体血液循环实际情况.

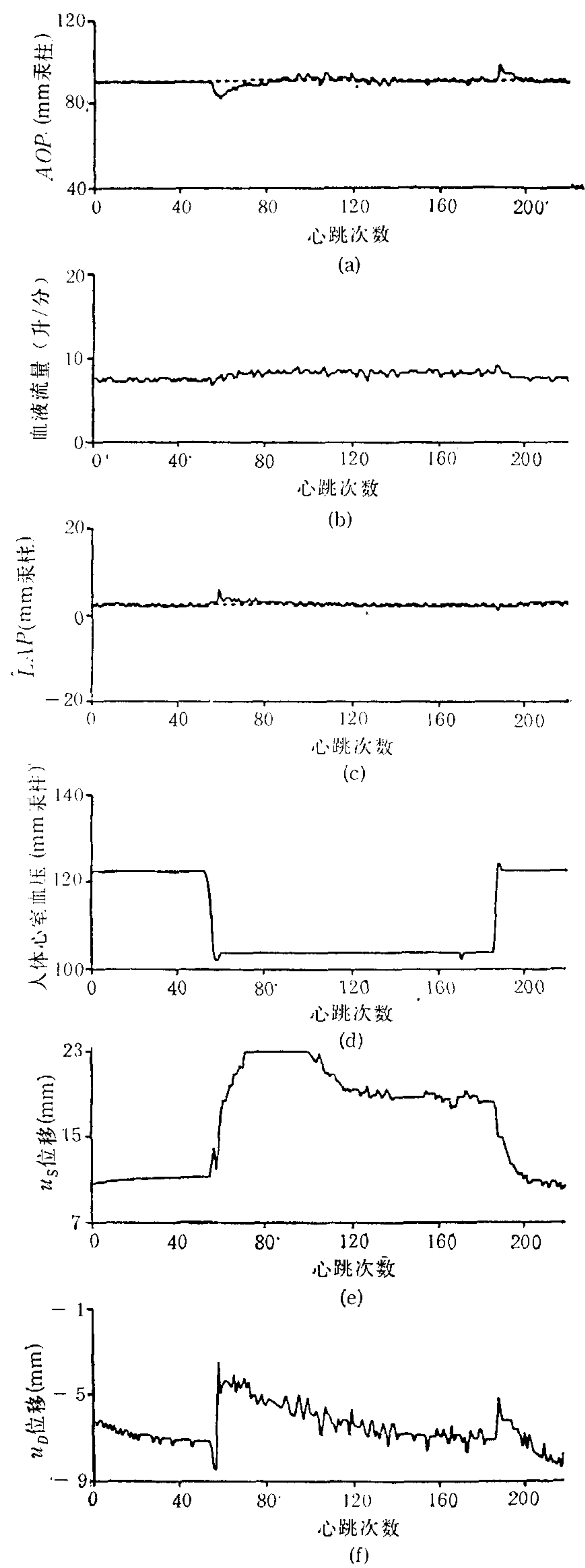


图 4 左心室强度变化时的实验结果

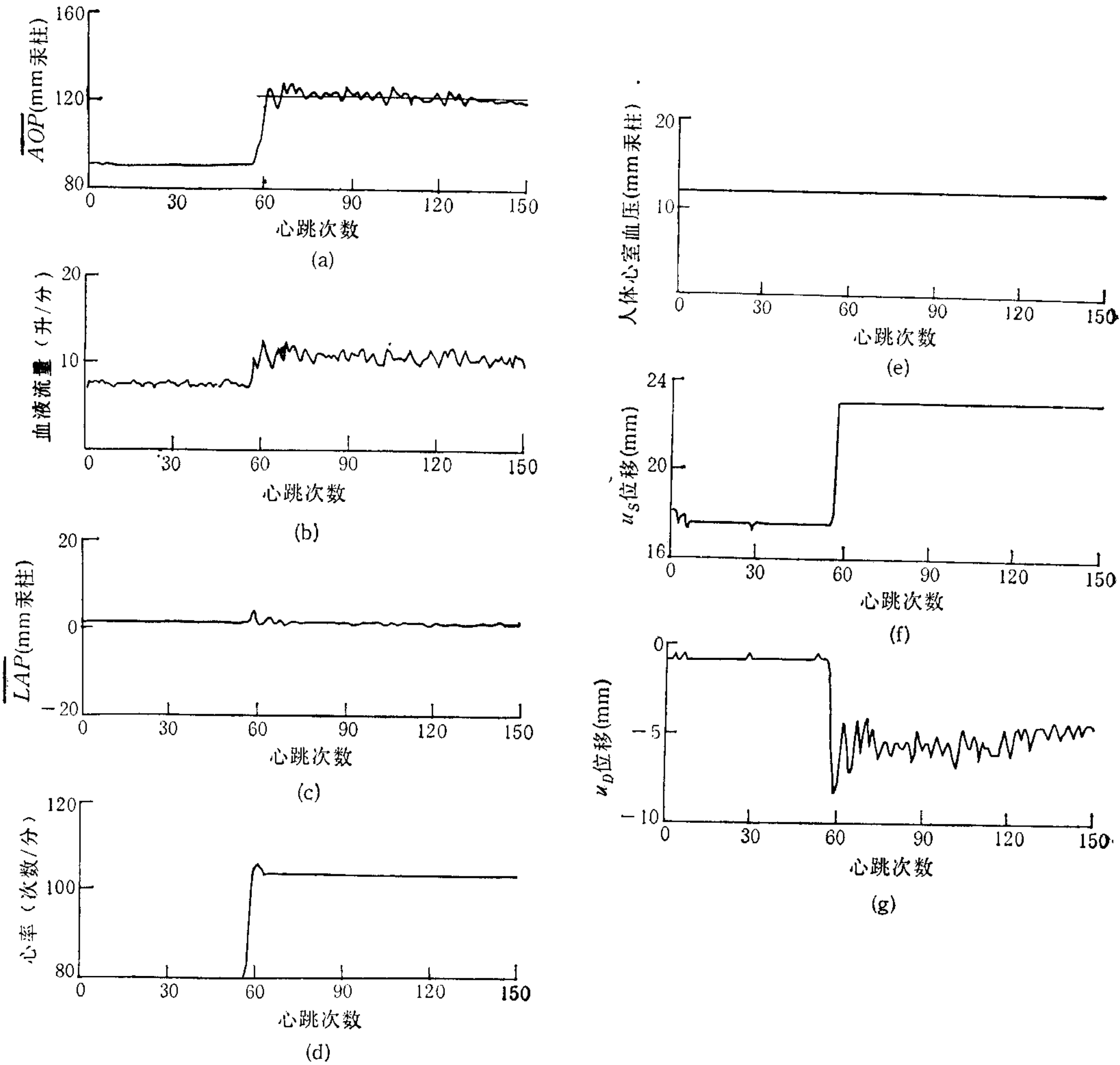


图 5 心率变化时的实验结果

的),图 5(e) 表示人体心室的强度不能改变,由辅助心室 u_s 及 u_D 的变化(图 5(e) 及 (f))使 $\overline{AOP}$ 达到预期的数值。换言之,此实验表明,左心室有病的病人由于辅助心室的作用仍可进行一定的活动。

六、 讨 论

实验证明,人工心脏的自适应控制是可行的,尚需进一步作动物及人体试验。关于控制方法在医学界仍有争论,主要是两种意见。一种认为辅助心室 u_A 的收缩强度 u_{As} 和舒张强度 u_{AD} 皆为变量;另一种则认为 u_{As} 应能将所有血液排出,以避免血凝现象,因此 u_{As} 是一常量, u_{AD} 是唯一的可控变量。本人认为,如每隔一定数量的心跳次数(如 20 次等)使 u_{As} 进行一次满程,将血液全部压出,即可解决血凝问题,这对整个系统来讲,相当于一个小扰动,对 AOP 平均值的影响不会很大。

实验结果表明,用双输入系统可以获得比单输入系统更好的系统品质^[6]。

参 考 文 献

- [1] Unger, F., Ed., *Assisted Circulation*, New York: Spring-Verlag, 1979.
- [2] Fischetti, M. A., The Quest for the Altimate Artificial Heart, *IEEE Spectrum*, Mar. 1983, 39—44.
- [3] Altieri, F. D., Status of Implantable Energy Systems to Actuate and Control Ventricular Assist Devices, *Artif. Organs*, 7(1983), 5—20.
- [4] Jarvik, R. K., The Total Artificial Heart, *Sci. Amer.*, Jan. 1981, 74—80.
- [5] McInnis, B. C., Guo Zhongwei, Lu P. C., Wang J. C., Goodwin, G. C., Adaptive Control Systems for Artificial Hearts, 9th IFAC World Congress, Budapest, Hungary, 1984.
- [6] McInnis, B. C., Guo Zhongwei, Lu P. C., Wang J. C., Adaptive Control of Left Ventricular Bypass Assist Devices, *IEEE Trans. on AC*, AC-30(1985), 322—329.
- [7] Kitarnura, T. and Akashi, H., A Design of an Adaptive Control System for Left Ventricular Assist, 8th IFAC World Congress, Kyoto, Japan, 1981.
- [8] Reul, H. et al., A Hydraulic Analog of the Systemic and Pulmonary Circulation for Testing Artificial Hearts, *Proc. ESAO II*, 1975, 120—127.
- [9] McInnis, B. C., et al., Digital System for P-wave Detection and Synchronization of the Artificial Heart, *Int. J. Biomed. Comput.*, 14(1983), 381—388.
- [10] Noordergraaf, A., Hemodynamics, in *Biological Engineering*, Schwan, H. P. Ed., New York: McGraw-Hill 1969, 391—545.
- [11] Goodwin, G. C. and Sin K. S., *Adaptive Filtering, Prediction and Control*, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1984.
- [12] Wittenmark, B., Self-tuning PID-controllers Based on Pole Placement, Dept of Automatic Control, Lund Institute of Technology, CODEN: LUTFD/(TERRT-7179)/1-037/(1979).

MODELING OF BLOOD CIRCULATORY SYSTEM AND ADAPTIVE CONTROL OF ARTIFICIAL HEARTS

GUO ZHONGWEI

(Tsinghua University)

McINNIS B. C.

(University of Houston, U. S. A.)

ABSTRACT

In this paper, the mathematical model of blood circulatory system is discussed and a compact matrix form of this model is given. Then a microcomputer-based two-input two-output adaptive control system for left ventricular bypass assist devices is presented. The system design includes an adaptive control algorithm with on-line identification and self-adjustment PID control. Many experiments show that this adaptive control is feasible and suitable.