

# 血液循环系统的模型与人工心脏 的自适应控制<sup>1)</sup>

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<sup>[1-3]</sup>, 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<sup>[8]</sup> 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。

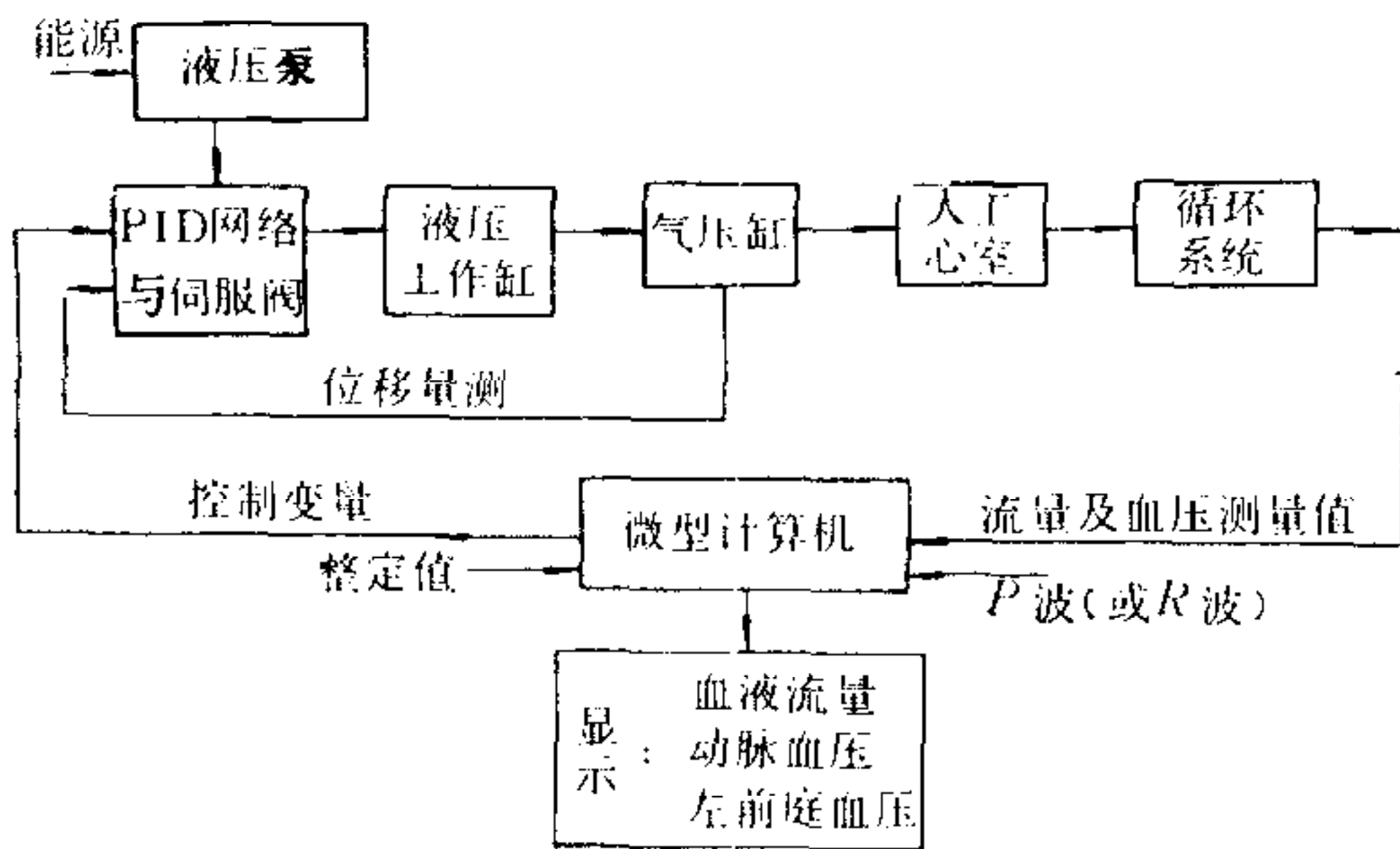


图 1 心室的驱动及控制方框图

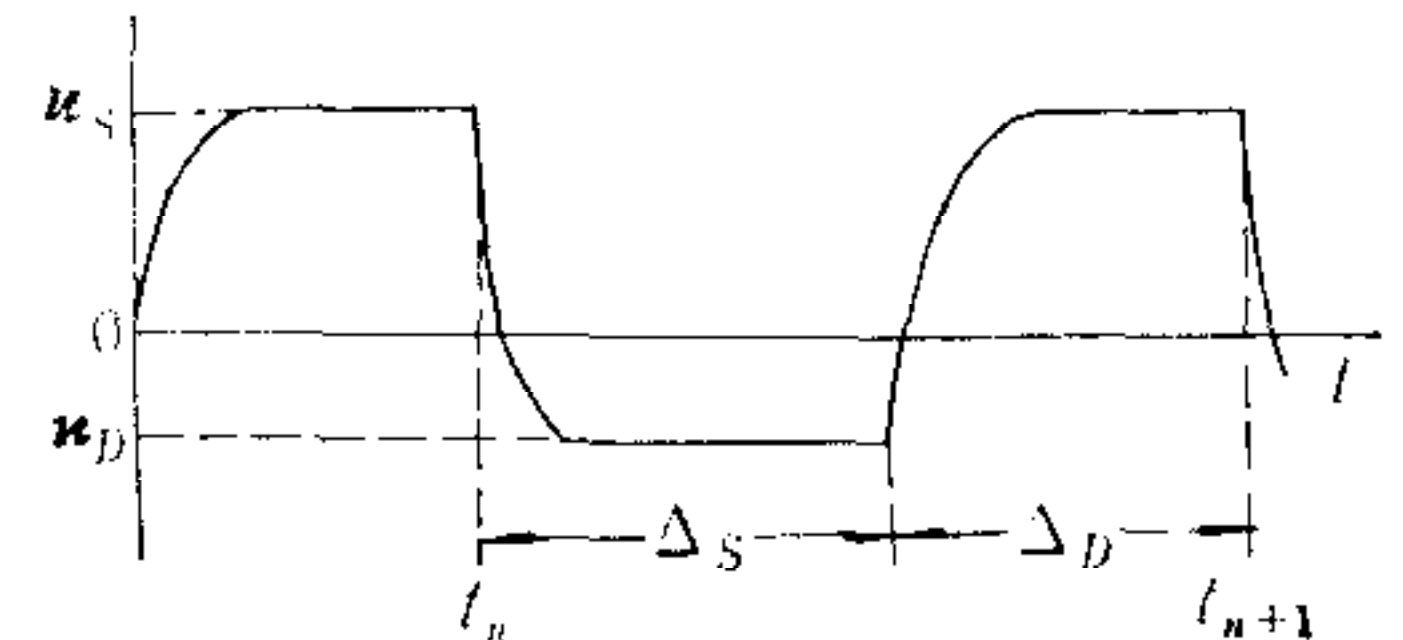


图 2 控制变量波形图

辅助心室是用心电图中的 P 波(或 R 波)进行同步控制的<sup>[9]</sup>。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;  $\Delta_s$  及  $\Delta_D$  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<sup>[8,10]</sup>,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  $D_1,$

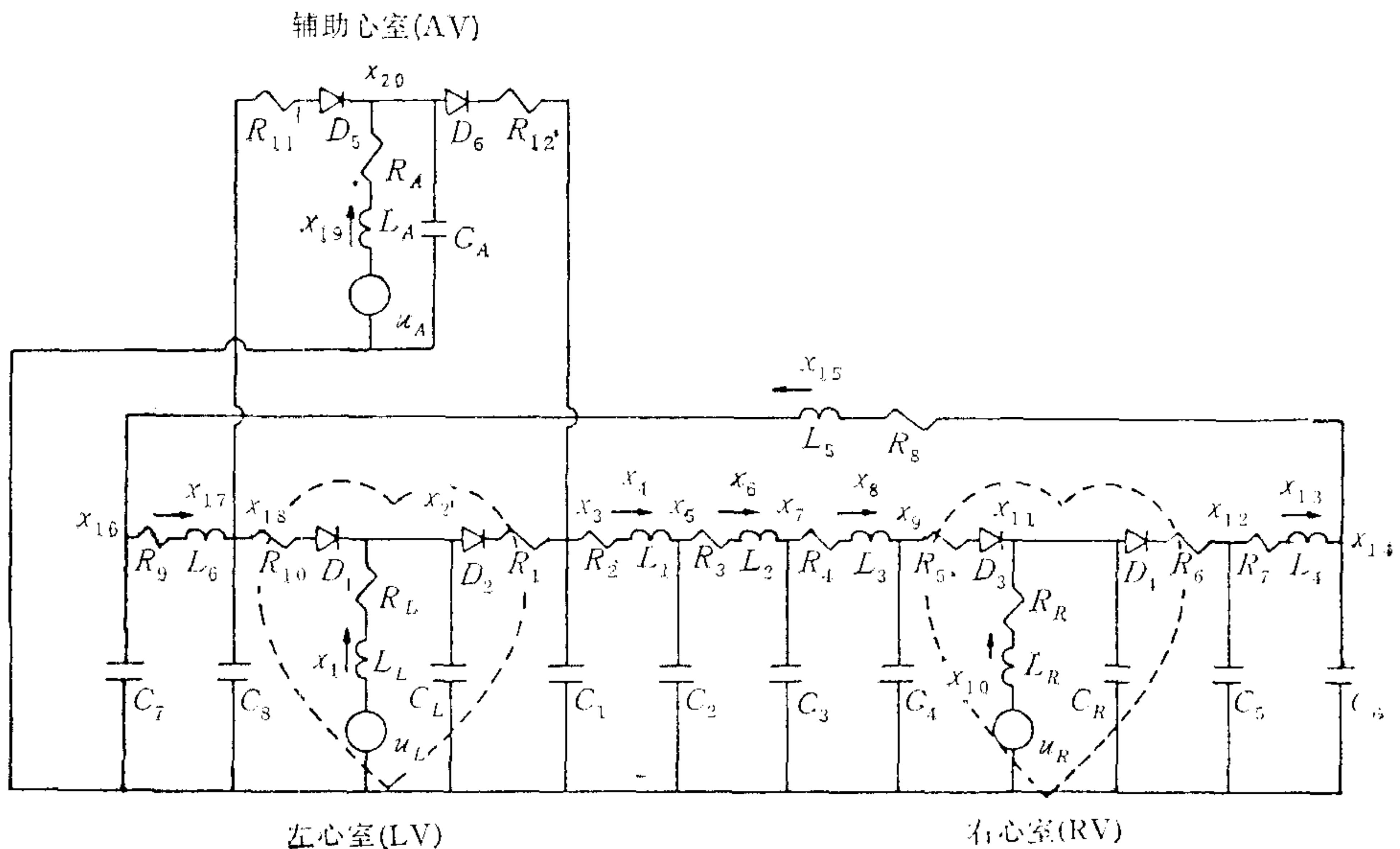


图 3 血液循环系统 RLC 网络模型

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  $\mathbf{c}_1$  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

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

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<sup>[11]</sup>

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

其中  $\hat{\theta}$  是要预估的参数;  $\lambda$  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)) 90mm 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.

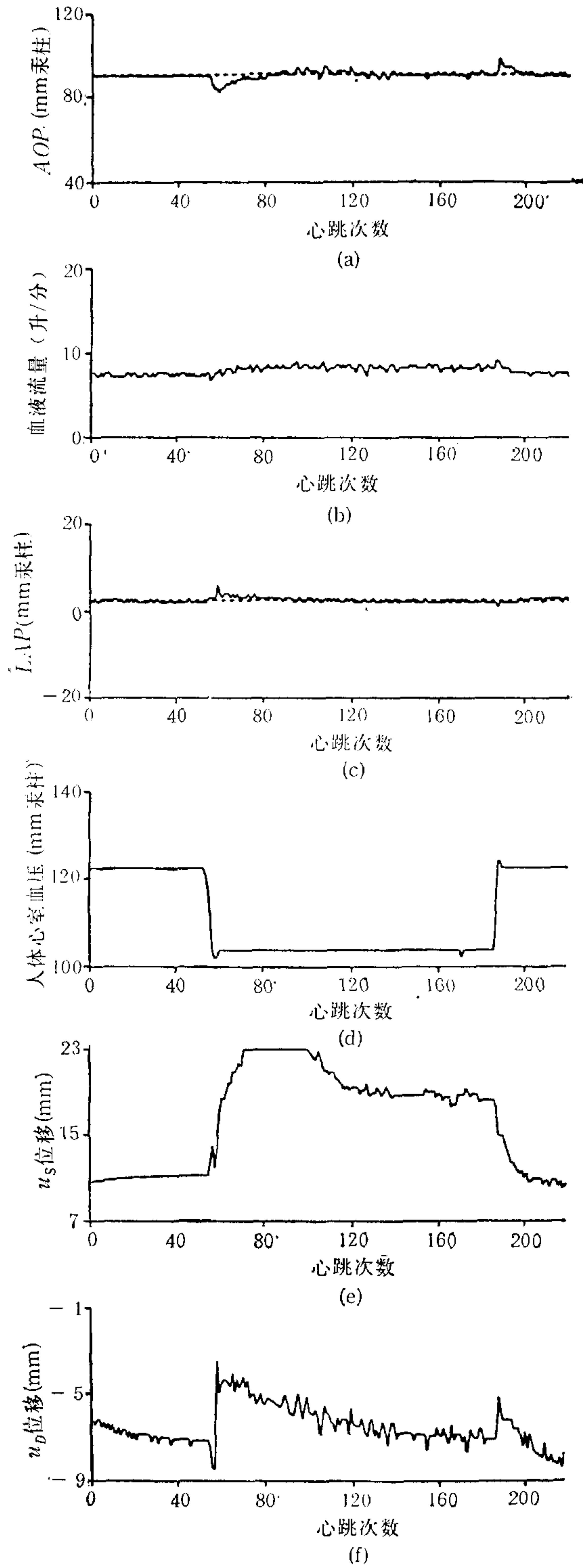


图 4 左心室强度变化时的实验结果

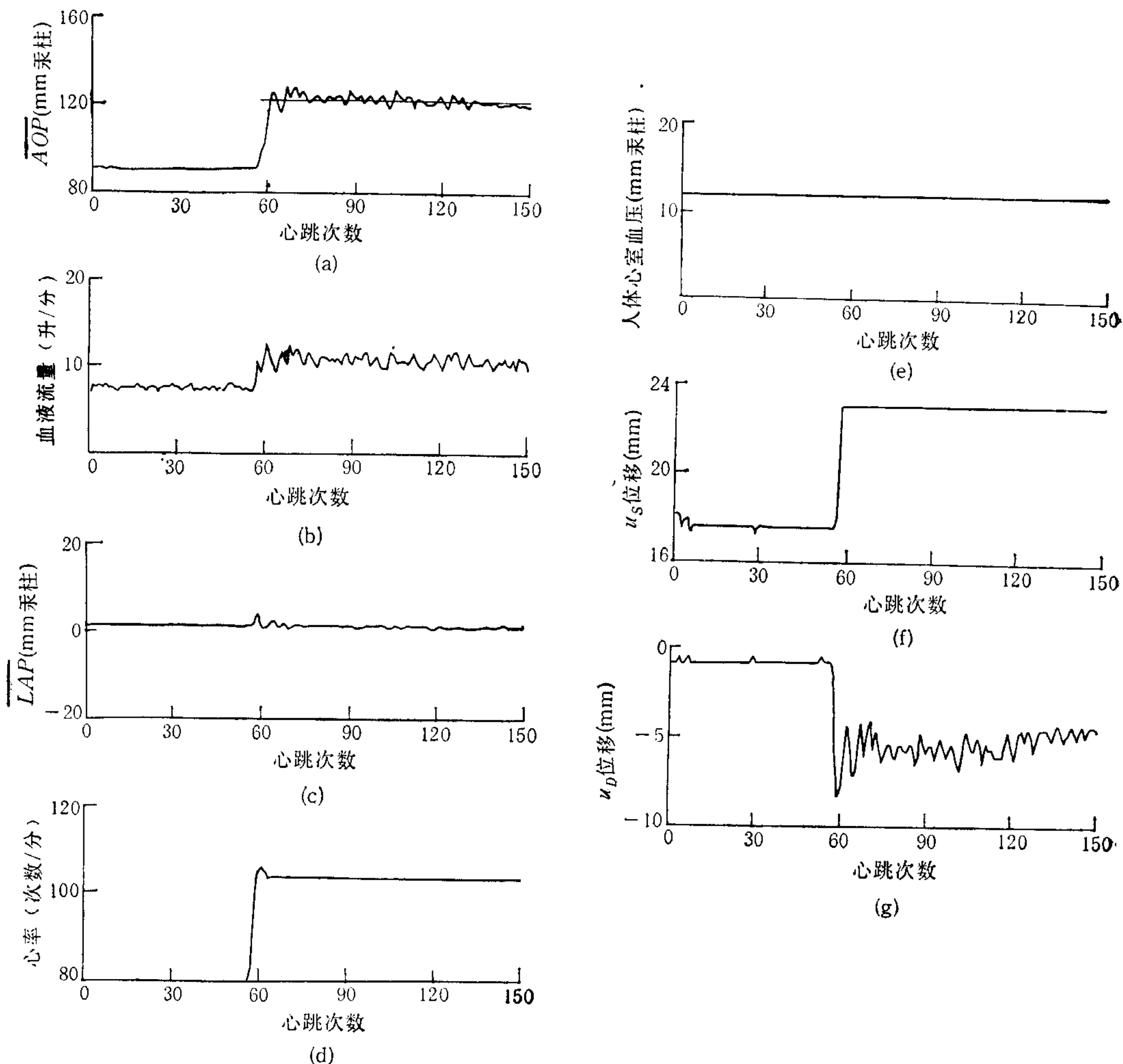


图5 心率变化时的实验结果

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<sup>[6]</sup>。

### 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.