

左心辅助循环系统的模糊控制^{*}

吴捷 张昊 周镜苏

(华南理工大学机械电子工程研究所·广州, 510641)

摘要: 本文描述一种微机控制的左心辅助循环装置(LVAD). 这是一个以平均主动脉压为被控量、以辅助血泵的收缩速度为控制量的闭环系统. 针对系统的特点, 采用了模糊控制算法, 以直流无刷电机为执行元件. 控制系统的性能在循环系统水力学模拟台上做了试验, 取得了满意的效果.

关键词: 左心辅助循环; 模糊控制; 人工心脏控制系统; 血泵

1 引言

人工心脏的研究是许多技术先进国家的重点科研项目之一. 早在1957年, 美国的 J. Kolf 即已开展了全人工心脏的研究与试验. 其后, 最成功的例子是1984年用一颗 Jarvik-7 全人工心脏使一个病人存活了620天. 起初, 人们的注意力都集中在全人工心脏的研究上. 但是, 当研究中出现了许多难以解决的技术问题之后, 人们又开始重视起辅助循环装置的研究.

在辅助循环装置中, 效果最好而又最常被采用的是左心辅助循环装置(LVAD). LVAD 是用来给可恢复或不可恢复性心脏病病人提供暂时的或永久的支持的. 它可以分担左心室的一部分工作, 通过提高舒张压、改善冠状动脉灌注、降低心脏负荷、减少心脏做功以及维持或增加体循环来帮助心脏恢复功能, 或争取到一定时间, 以便有机会移植一个合适的自然心脏, 也可以作为心脏病病人末期的慢性辅助.

本文所叙述的辅助循环装置, 其核心部分是一个由电机驱动的推板式血泵. 血泵的驱动机构由一台直流无刷电机和一个滚柱丝杆机构组成. 较之一般的“气动心脏”而言, 这种“电动心脏”的体积和重量明显减小了, 从而为将来植入人体提供了可能性^[1]. 本装置采用了R波反搏、与自然心率同步的控制模式, 使辅助泵的充盈期与自然心脏的收缩一致. 考虑到人体循环系统是一个非常复杂的受控系统, 且含有较大的不确定性, 不易建立精确的数学模型^[2], 本文引用了模糊控制算法, 并用单片机及微机构成的主从式控制系统实现了这一算法. 经过在自行研制的水力学模拟台上进行实验, 证明我们在LVAD中首次采用的模糊控制是可行的而且具有良好的控制性能.

2 左心辅助循环系统的构成与实现

左心辅助循环系统由以下几个部分构成: 循环系统、辅助血泵、传感器、单片机驱动控制装置、IBM 微机. 见图1.

^{*} 国家自然科学基金资助课题

本文于1992年5月5日收到, 1992年9月29日收到修改稿

2.1 循环系统

本系统的受控循环系统是一个循环系统的水力学模拟台. 它的核心是一个电控气动隔膜式人工心脏. 该模拟台不仅可以模拟

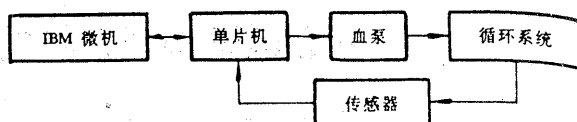


图 1 系统框图

体循环的过程, 而且可以模拟人体生理参数的变化. 例如, 外周阻力的改变可通过调节阻力电机电压实现, 心脏搏动强度可通过调节正、负气压罐气压改变, 而主动脉的顺应性的变化可通过调节密闭液容腔上方气孔从而改变腔内气压实现.

2.2 辅助血泵

辅助血泵由辅助血囊及由无刷电机驱动的滚柱丝杆传动机构组成. 电机通过一条设计在转子内的滚柱丝杆, 把转子的旋转运动转化为丝杆的往复运动, 带动推板压迫血囊, 实现心室辅助循环.

因为无刷电机自身有许多优良特性, 因而适用于人工心脏^[3]. 关于无刷电机的速度控制, 我们采用了电压固定频率、脉冲调宽调速 (PWM) 方式. 采用这种调速方法, 电机的转矩变化平稳, 减少了电机功率损耗, 提高了系统响应速度, 增强了动态抗扰能力. 滚柱丝杆的传动方式可大大提高功率传送比, 同时具有减速和放大转矩作用. 总之, 本系统执行机构的性能是优良的.

2.3 传感器

通过血压传感器检测平均主动脉压 ($\overline{AOP}$) 反馈实现了系统的闭环控制. 而心电信号的 R 波获得给 LVAD 以结束射血信号, 从而实现了与自然心脏的同步反搏辅助.

2.4 单片机驱动控制装置

MCS-51 单片机用以产生心率波形及控制电机速度的 PWM 波形 (5000Hz, 24V), 同时对传感器信号进行采样 (采样周期 10ms), A/D 转换, 然后求出 $\overline{AOP}$ 值, 通过与 IBM 微机的串行通讯 (波特率 7200B/s) 为主机提供数据并获得控制指令. 它在系统中起到了协调与纽带的作用.

2.5 IBM 微机

上位机接到单片机送来的 $\overline{AOP}$ 数据后, 求出 $\Delta \overline{AOP}$, 经预转换和处理 (离散、模糊化) 后, 查找离线得到的模糊控制表, 得出下一心动周期的控制量传送给单片机, 从而实现系统的模糊控制算法.

3 模糊控制策略

现有的经典和现代控制理论的一个基本的共同特点就是控制器的设计都是建立在被控对象的精确数学模型的基础之上的. 而基于经验与规则的模糊控制则不需建立精确的数学模型就能实现对系统的控制, 因而特别适于那些时变的、非线性的和复杂的系统的控制^[4].

就循环系统这样一个复杂系统, 一般的控制方法很难达到满意的控制效果. 因而, 我们曾做过自适应控制的应用研究^[2], 但是, 控制效果仍不令人十分满意. 由于血液循环系统不仅是非线性的, 而且是一个时变系统, 其多种参数都在变化, 故而很难建立精确的数学模型^[5,6]. 考虑到这一点, 我们采用了模糊控制算法对 LVAD 进行控制.

3.1 模糊控制器的设计

本系统以AOP为被控量^[6],以对其作用最明显的血泵收缩速度 V_s 为控制量,使AOP维持在设定值附近以达到控制循环的目的。

模糊控制器的输入是AOP与设定值的误差 E 及误差变化 C 。模糊控制器设计的第一步是 E 和 C 的模糊化。为此先定出七个模糊语言变量:正大(PL)、正中(PM)、正小(PS)、零(0)、负小(NS)、负中(NM)、负大(NL)。然后将 E 和 C 的变化区间按下式转换到 $[-6, 6]$ 区间:

$$y = \frac{12}{\beta - \alpha} \left(x - \frac{\alpha + \beta}{2} \right). \quad (3.1)$$

其中 x 为 E 或 C 的值, y 为变换后的结果, α, β 为参数,可由要变换的区间(E 为 $[-60, 60]$, C 为 $[-20, 20]$)定出。按 y 与各整数点的接近情况则可将 E 和 C 分别归档离散化。按表1、2给语言变量赋值,则可得离散论域上的模糊集 $\tilde{E}$ 及 $\tilde{C}$ 。同样可定义输出 u (对应 ΔV_s)的隶属度,如表3所示。表4给出了由实践经验得到的47条控制规则,其语句形式是:“If E_i and C_j then u_{ij} ”。由以上数据,经模糊运算、模糊判决,可以得到最终的模糊控制表,见表5。它给出了在不同 E 和 C 的离散化情况下, u (对应 ΔV_s)的离散化输出。

表1 $\tilde{E}$ 的隶属度表

$\tilde{E}$	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4	+5	+6
PL	1.0	0.7	0.4	0.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
PM	0.5	0.3	1.0	0.7	0.3	0.1	0	0	0	0	0	0	0
PS	0	0.1	0.4	0.8	1.0	0.8	0.5	0.2	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0.2	0.4	0.7	1.0	0.7	0.4	0.1	0	0	0
NS	0	0	0	0	0.1	0.3	0.6	0.8	1.0	0.1	0.5	0.2	0
NM	0	0	0	0	0	0	0	0.1	0.3	0.7	1.0	0.7	0.5
NL	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.3	0.6	0.8	1.0

表2 $\tilde{C}$ 的隶属度表

$\tilde{C}$	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4	+5	+6
PL	1.0	0.5	0.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
PM	0.2	0.8	1.0	0.7	0.1	0	0	0	0	0	0	0	0
PS	0	0	0.2	0.3	1.0	0.8	0.1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0.2	0.5	1.0	0.5	0.3	0	0	0	0
NS	0	0	0	0	0	0	0.2	0.8	1.0	0.8	0.3	0	0
NM	0	0	0	0	0	0	0	0.1	0.3	0.7	1.0	0.7	0.1
NL	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.1	0.3	0.8	1.0

表 3 u 的隶属度表

u	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4	+5	+6
PL	1.0	0.6	0.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
PM	0.3	0.8	1.0	0.7	0.4	0.2	0	0	0	0	0	0	0
PS	0	0	0.3	0.8	1.0	0.8	0.3	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0.2	0.6	1.0	0.7	0.3	0	0	0	0
NS	0	0	0	0	0	0	0.2	0.6	1.0	0.6	0.3	0	0
NM	0	0	0	0	0	0	0	0.1	0.2	0.7	1.0	0.8	0.2
NL	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.1	0.3	0.7	1.0

表 4 规则集

$u \backslash E$	PL	PM	PS	0	NS	NM	NL
PL	//	NL	NL	NM	NS	NS	0
PM	NL	NL	NM	NM	PS	PS	PM
PS	NL	NM	NM	NS	PS	PS	PM
0	NM	NM	NS	0	PS	PM	PM
NS	NS	NS	0	PS	PS	PM	PM
NM	NS	NS	PS	PS	PM	PM	PL
NL	0	PS	PS	PM	PL	PL	//

表 5 模糊控制表

$u \backslash E$	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4	+5	+6
-6	6	5	6	5	5	5	5	3	3	3	1	0	0
-5	6	5	5	5	5	5	5	3	3	1	0	0	0
-4	6	5	6	6	5	5	4	3	3	1	0	0	0
-3	5	5	5	5	5	5	4	2	2	0	-1	-1	-1
-2	3	3	3	4	3	3	3	1	0	0	-1	-1	-1
-1	3	4	3	3	3	2	2	0	0	0	-1	-2	-1
0	3	3	3	4	1	1	0	0	-1	-1	-3	-3	-3
+1	2	2	2	2	0	0	-1	-3	-2	-2	-3	-3	-3
+2	1	1	1	-1	0	-2	-3	-3	-3	-2	-3	-3	-4
+3	0	0	0	-1	-2	-2	-5	-4	-5	-5	-5	-5	-5
+4	0	0	0	-1	-3	-3	-6	-6	-6	-5	-6	-5	-5
+5	0	0	0	-1	-3	-3	-5	-5	-5	-5	-5	-5	-5
+6	0	0	0	-1	-3	-3	-6	-6	-6	-5	-6	-5	-6

3.2 模糊算法的实现

将模糊控制表存入 IBM 微机. 每个心动周期微机得到 $\overline{AOP}$ 后, 计算出 E 和 C 的值, 然

后按式(3.1)离散 E 和 C , 查控制表可得相应的 u 值, 再按式(3.1)式的逆运算可得 ΔV_s , 最后迭出新的 V_s 值作为下一心动周期的控制量, 则可实现系统的模糊控制。

4 实验结果

心率 80 次/分, 任意设定 $\overline{AOP}$ 初始值, 然后启动模糊控制系统, 使 $\overline{AOP}$ 维持在设定值 90mmHg 水平上。实验结果见图 2。实验表明 $\overline{AOP}$ 可以维持在设定值水平上, 误差小于 5%。

心率 80 次/分, 在控制过程 0~180 秒内设定值为 90mmHg, 180 秒后改为 120mmHg, 实验结果如图 3。实验表明 $\overline{AOP}$ 可有效地跟踪设定值, 超调、延时很小。

设定 $\overline{AOP}$ 为 90mmHg, 在控制过程 0~80 秒内心率为 80 次/分, 在 80~180 秒内为 60 次/分, 在 180 秒后又改变为 80 次/分。实验结果如图 4。实验表明当心率变化时, $\overline{AOP}$ 经短暂跳动后仍可维持在设定值上。

$\overline{AOP}$ 设定值为 90mmHg, 心率 80 次/分。在 80 秒时骤停电泵 3 秒钟, 并放一部分正压罐的气, 使气压下降(从 0.03MPa 下降到 0.025MPa)。由图 5 可见, $\overline{AOP}$ 虽有下降, 但很快又可在模糊控制下恢复到设定值。

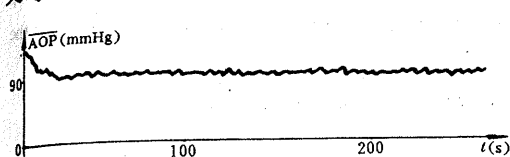


图 2 心率 80 次/分, $\overline{AOP}$ 的时间响应,
 $\overline{AOP}$ 设定值为 90mmHg

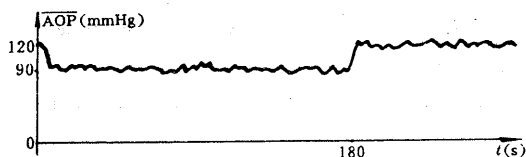


图 3 心率 80 次/分, $\overline{AOP}$ 的时间响应,
 $\overline{AOP}$ 设定值从 90mmHg 变为 120mmHg

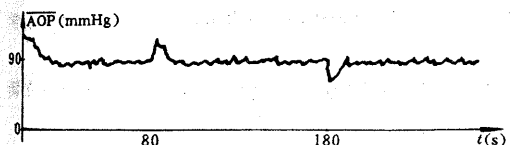


图 4 $\overline{AOP}$ 设定值为 90mmHg, 心率作方波变化,
 $\overline{AOP}$ 的时间响应

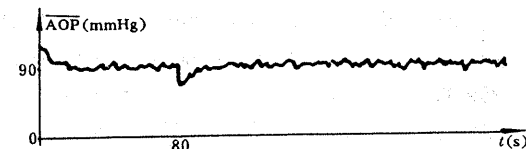


图 5 $\overline{AOP}$ 设定值为 90mmHg, 骤停电泵 3 秒钟,
 $\overline{AOP}$ 的时间响应

5 结 论

本文首次提出了用模糊控制方法实现的 LVAD 控制。实验表明, 用模糊控制策略对人体血液循环系统这样一个复杂、多参数变化、难以获得精确数学模型的系统进行控制是可行的, 从而为这一领域的研究开辟了一条新路。同时也可看到, 本系统的电机选择、硬软件设置是合理的, 实际控制效果是令人满意的。这就为今后的研究奠定了基础。在今后的研究中, 将采用自组织控制理论, 使模糊控制策略是可自行改变的, 这样将更能适应对循环系统辅助的控制。

参 考 文 献

- [1] Hayashi, K.. 心室辅助装置研究在日本. 国外医学生物医学工程分册, 1987, 10(2):93-97
- [2] 吴捷, 楼国龙, 宋桐青. 左心辅助泵的自适应控制系统. 电脑应用技术, 1989, 1:1-7

- [3] Jufer, M.: Brushless DC Motor for an Electrical Artificial Heart. 15th Annual Symposium Incremental Motion Systems and Devices, Champaign, June 1986, 69—75
- [4] 张俊福等. 应用模糊数学. 北京:地质出版社, 1988
- [5] 吴捷, 陈远征, 吴华盛. 血液循环系统的建模与分析. 控制理论与应用, 1991, 8(1): 107—111
- [6] Wang, J. C., Lu, P. C. and Mcinnis, B. C.: A Microcomputer-Based Control Systems for the Total Artificial Heart, Pergamon Journals Ltd. International Federation of Automatic Control, 1987, 23(1): 275—286

Fuzzy Control of Left Ventricular Assist System

WU Jie, ZHANG Hao and ZHOU Jingsu

(Mechatronic Research Institute, South China University of Technology • Guangzhou, 510641, PRC)

Abstract: A computer-controlled LVAD, whose input is the mean aortic pressure and output is the systolic stroke valve of the blood pump, is described in this paper. Considering the characteristics of the cardiovascular system, we adopted the fuzzy control algorithm. A brushless DC motor is used as the implementor. The close-loop system has obtained satisfactory control results in the experiment using a hydraulic mock circulatory system for the artificial heart.

Key words: LVAD; fuzzy control; artificial heart; computer control system; blood pump

本文作者简介

吴捷 1937年生. 1961年毕业于哈尔滨工业大学电力系统自动控制专业. 现为华南理工大学教授. 主要研究兴趣为自适应控制, 人工器官控制系统, 计算机控制系统, 机电一体化装置及机器人控制等.

张昊 1969年生. 1991年毕业于国防科技大学自动控制专业, 并取得学士学位. 现为华南理工大学生物电子学专业硕士研究生, 从事左心辅助循环控制系统方面的研究.

周镜苏 1965年生. 1991年在华南理工大学无线电与自动控制研究所取得自动控制硕士学位. 现在瑞典爱立信公众电话公司驻广州办事处工作. 研究领域为无线电通讯技术.