

# 血液粘弹性微机自动 数据采集系统的实验研究

②  
8-11

孙晓楠

(重庆建筑大学基础科学系 400045)

徐克勇

(西南师范大学 400715)

杨宏

(重庆大学 400044)

R446.11  
TP274.2

**摘要** 针对 low-shear30 流变仪在采集血液粘弹性数据中的不足,改进设计了一套粘弹性数据自动采集系统和基于微机系统的数据处理软件,实现了血液粘弹性的快速采集、修正与处理,取得了较为满意的测试结果。

**关键词** 血液粘弹性, 自动采集, 计算机 数据采集系统.

中图分类号 TP311.12

血液是沿心脏和血管循环流动的液体。由于其内部结构和力学行为的异常复杂,通常血液被认为是一种典型的非牛顿液体,具有粘弹性(即应力和应变对时间有强烈的依赖关系)。一般认为,血液的粘弹性参数比它的表观粘度与血液各组元的物理、化学性质的关系更为密切,也更具特异性。Isogai 认为结缔组织病、肿瘤、糖尿病等多种疾病者有较高的粘弹性;S. Ikimoto 等对糖尿病、微血管病作了实验研究,认为因血液粘弹性高引起的微循环障碍是致病原因。近几年来,血液的粘弹性参数在药物的疗效评价中的应用正受到广泛关注。

血液粘弹性指标的广泛应用,要求粘弹性的测量要准确、迅速、方便。但目前公认的“Low-Shear”流变仪的操作很不方便,数据需修正后人工处理,实验周期长,工作量大,并且其它类型的流变仪的数据处理也都如此。针对“Low-Shear”的不足,有人以 MIC-51 单片机为核心,设计了一套自动采集与处理系统,实现了粘弹性快速采集,但使用和数据处理仍十分不便,这种弊端的原因是受单片机的数据处理能力所限。

随着微机进入仪器设计领域,微机化已成为仪器发展的方向,计算机丰富的软硬件资源不仅提高了仪器的性能,而且丰富了仪器的功能。我们因而利用微机系统,结合“Low-Shear”仪改进设计了一套自动数据采集、处理装置,实现了血液粘弹性的快速采集、修正与处理。

## 1 血液粘弹性的测量原理

“Low-Shear30”流变仪是采用小振幅简谐振荡方法测量粘弹性的。理论认为生物流体

收稿日期:1996-03-18

孙晓楠,男,1970年生,讲师

Reynold 数很小不存在湍流,其应力与应变之间呈线性关系,血液试样的切应变  $\gamma$  和相应的切应力  $\tau$  可表示为:

$$\begin{aligned} \gamma &= \gamma_0 \cos \omega t \\ \tau &= \tau_0 \cos(\omega t + \delta) \end{aligned}$$

其中  $\delta$  为滞后相角。

计算表明,流体的动力学粘度  $\eta'$  及流体弹性  $\eta''$  可由切应变和切应力来表示。

$$\eta' = \tau_0 \sin \delta / \gamma_0$$

$$\eta'' = \tau_0 \cos \delta / \gamma_0$$

在测试中,血液样品应力、应变关系在  $M-\dot{\gamma}$  坐标系(扭矩-切变率)中是 Lissajour 图形,典型的 Lissajour 图形如图 1:

$$\delta = \arcsin x_0 / y_0 \quad (1)$$

$$\eta' = (k/\omega) \text{reading} \cdot \cos \delta \quad (2)$$

$$\eta'' = (k/\omega) \text{reading} \cdot \sin \delta \quad (3)$$

式中:  $k$  为对应的仪器参数, reading 为数码显示器上记录下的读数。

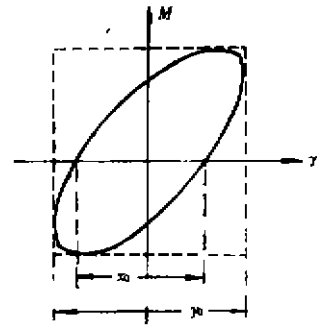


图 1  $M-\dot{\gamma}$  图

## 2 微机自动数据采集系统

由于“Low-Shear”流变仪操作很不方便,数据需修正后人工处理,实验周期长,工作量大,因此我们采用微机系统,结合“Low-Shear”的仪器结构,利用下列扩展方式实现快速采集和处理数据的(如图 2)。

该系统以笔式记录仪的输入作为扩展部分的信号来源。将扭矩和切变率信号放大,对信号滤波消除扰动,然后将信号移动到适合 A/D 转换的电压范围,经 A/D 转换后输入计算机,然后利用自行设计的计算机软件即可计算出粘弹性。

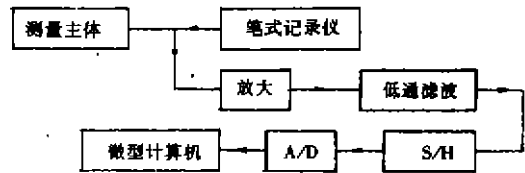


图 2 系统硬件结构图

本系统硬件部分的电路包括:信号放大电路、信号滤波电路、信号移动和 A/D 转换等。其中放大电路和信号移动电路在设计中需作如下考虑:

### 1) 放大电路

各种非牛顿流体的粘弹性信号的幅值差异较大,有时甚至达到两个数量级,而放大电路的输出信号的范围又不很宽,因此,电路的增益,必须是可调节的或可控的。我们采用 LF 356 JEEF 高输入阻抗运算放大器来构成增益可调的放大电路。 $M$  和  $\dot{\gamma}$  信号的放大及滤波电路形式与参数相同,这里只取  $M$  放大电路来说明。

图 3 为  $M$  信号的放大电路图,每个信号通道的放大部分均由两片 LF356 组成,负反馈回路由多通道的模拟信号选通芯片 4501 构成,通过控制反馈深度,来控制电压增益。当置

CD4501 的通道选择端口高电平或低电平信号, 可设置适应的电压放大倍数, 从而得到 8 种不同的电压增益。放大器的电路如图 3。

实际中选用  $R_3 = 15\text{ k}\Omega$   $R_4 = 3\text{ k}\Omega$

$R_5 = 1\text{ k}\Omega$   $R_6 = 1\text{ k}\Omega$   $R_7 = 20\text{ k}\Omega$

$R_8 = 1\text{ k}\Omega$  均为金属膜精密电阻。

电增益如表 1:

2) 信号移动

放大后的信号经滤波后, 其输出

电压幅度范围为  $-2.5\text{ V} \sim 2.5\text{ V}$ , 但 A/D 转换的信号范围是  $0 \sim 5\text{ V}$ , 于是采用下列电路进行电压移动(如图 4):

表 1 电增益

C3	C2	C1	$A_v/A_w$	dB	C3	C2	C1	$A_v/A_w$	dB
0	0	0	1	0	1	0	0	20	26
0	0	1	4	12	1	0	1	80	38
0	1	0	10	20	1	1	0	200	46
0	1	1	20	26	1	1	1	400	52

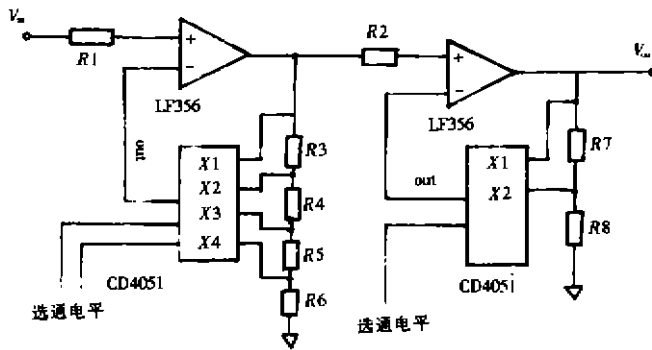


图 3 放大器电路图

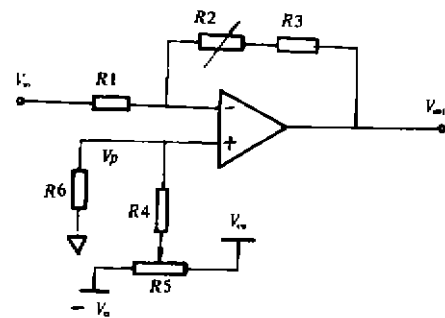


图 4 信号移动电路

易得:  $V_o = V_p(s+1) - sV_m$ ,  $s = R_2/R_1$

调整  $R_2, R_1$ , 使输入为  $2.5\text{ V}$  时输出为  $0$ , 输入为  $-2.5\text{ V}$  时, 输出为  $5\text{ V}$  即可。

系统的软件部分可实现下列功能: 检测测量主体输出的  $M$  和  $\gamma$  信号, 通过分析和计算, 求出弹性分量和粘性分量。软件模块如流程图 5:

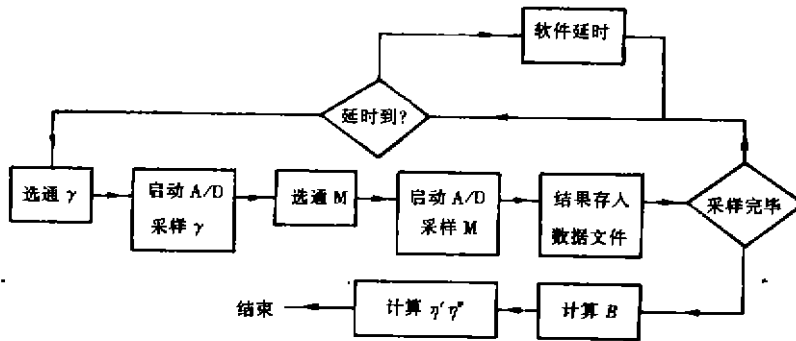


图 5 软件模块流程图

### 3 对比测试分析

表 2 为血样采用“Low - Shear”传统方法和微机自动数据采集系统测试结果对比, 分别选

择振荡频率为 0.008 84 Hz, 0.016 33 Hz, 0.030 2 Hz, 0.058 8 Hz, 0.103 1 Hz, 0.190 4 Hz, 0.352 Hz 进行实验,“Low - Shear”方法用 X - Y 记录仪记录  $M - \dot{\gamma}$  的相位图和数码显示器的读数 reading, 然后由式(1)、(2)、(3)计算出  $\eta'$ 、 $\eta''$ 。数据表明,两者结果差别很小,达到了设计目的,由于本系统对数据采用了微机的软件自动处理技术,因此实现了对血液粘弹性的快速采集、修正与处理。

表 2 血样测试结果( $\eta'$ 和 $\eta''$ 量纲: Pa.S)

频率 $f$ (Hz)	0.008 84	0.016 33	0.030 2	0.055 8	0.103 1	0.190 4	0.352
LS测定的 $\eta'$ 结果	35.61	32.37	27.44	23.29	19.87	16.62	12.24
改进系统测定的 $\eta'$ 结果	37.45	32.56	28.46	22.76	20.28	16.13	12.85
LS测定的 $\eta''$ 结果	13.72	11.54	10.06	9.13	7.79	6.08	5.21
改进系统测定的 $\eta''$ 结果	14.09	10.87	10.45	8.86	7.57	5.79	4.93

#### 4 结束语

血液粘弹性微机自动数据采集系统是针对“Low - Sear”流变仪的不足之处(如操作不便、数据需修正后人工处理、实验周期长、工作量大等)而提出的改进设计系统,实验表明本系统能快速、正确、有效地采集、修正与处理数据,可大大提高工作效率和工作质量;本系统的设计思想和实用的数据采集电路可移植于其它相似的数据采集处理工作中,因此具有较好的推广价值和实用价值。

#### 参 考 文 献

- 1 S. Ikimoto, T. Yokoes Hemorheological Abnormalities in Diabetic Microangiopathy with Special Rriferenc to Blood Viscoelasticity. 巩贝编论文集, 1986: 40
- 2 蔡绍晋, 吴 西. 血液粘源性测量的标准及其实验研究. 生物物理学报, 1993
- 3 陈海斌. 体液粘弹性自动检测系统及其应用研究. 重庆大学博士论文, 1994
- 4 张昆藏. IBM PC/XT 微型计算机接口技术. 北京: 清华大学出版社, 1991

### Experimental study on micro - computer system automatically collecting viscoelastic data of blood

Sun Xiaonan

(Chongqing Jianzhu University 400045)

Xu Kayong

(Southwest China Normal University 400715)

Yang Hong

(Chongqing University 400044)

**Abstract** In order to solve the problems related to low - shear 30 system, a new system automatically collecting viscoelastic data of blood and a set of new micro - computer software were designed and built up, which renders viscoelastic data of blood to be processed and revised automatically. By the use of this system, A satisfactory result has been gained

**Key Words** blood viscoelasticity, automatical collection, micro - computer

(编辑: 王秀玲)