

(8) 48-53

# 体液粘弹性检测系统的实验研究

——驱动系统的动态特性\*

0373

## Laboratory Research on Test System for Viscoelasticity of Body Fluid ——the Dynamic Characteristics of Driving System

陈海斌<sup>①\*</sup>  
Chen Haibin

蔡绍哲<sup>①</sup>  
Cai Shaoxi

程雪梅<sup>②</sup>  
Cheng Xuemei

李德元<sup>③</sup>  
Li Deyuan

① 重庆大学生物工程研究院, 重庆, 630044; ② 渝州大学自动化及无线电系;

③ 重庆大学工程力学系, 第一作者 30 岁, 男, 博士)

**摘要** 运用机械阻抗法对自行研制的体液粘弹性自动检测系统的驱动系统进行动力学分析。结果表明:驱动系统可以简化为一个单自由度有阻尼的二阶振动系统,其固有频率和阻尼比分别为: $f_n = 84 \pm 1.3 \text{ Hz}$ ,  $\xi = 0.05 \pm 0.023$ ; 激振量(即驱动电压  $v(t)$ )和位移响应(即活塞位移  $x(t)$ )之间存在着一定大小的幅值比  $M_{rn}$  和相位差  $\delta_{rn}$ ,基本上实现了不失真传递;驱动系统还具有比较好的稳定性。

**关键词** 体液; 粘弹性; 机械阻抗法; 驱动系统; 动态特性; 稳定性; 检测系统

中国图书资料分类法分类号 O373

**ABSTRACT** We have adopted the Mechanical Impedance Analysis Method to carry out dynamic analysis for the driving system of the self-made, automatic test system for viscoelasticity of the body fluid. Study results show that: the driving system could be simplified to a 1-freedom, damped, 2-degree oscillating system, and it's intrinsic frequency  $f_n = 84 \pm 1.3 \text{ Hz}$ , damp ratio  $\xi = 0.05 \pm 0.023$ ; there exists certain amplitude ratio  $M_{rn}$  and phase difference  $\delta_{rn}$  between exciting variable (i. e. the driving voltage  $v(t)$ ) and response (i. e. the piston displacement  $x(t)$ ), and without transmission distortion; moreover, the driving system also has better stability.

**KEYWORDS** body fluid; viscoelasticity; mechanical impedance analysis method; driving system; dynamic characteristics; stability; test system

## 0 引 言

笔者对自行研制的 CB-200 型体液粘弹性自动检测系统进行实验研究。该系统可方便、

\* 收文日期 1995-06-20

国家自然科学基金资助项目

\*\* 现在第三军医大学临床医学博士后流动站工作

自动地确定流体的复粘度的粘性分量和弹性分量及其对平均剪切率的依赖性,具有良好的重复性,可望为临床诊断和普通流变学的研究提供一个有用的研究手段。其基本原理是:使待测试样经历正弦振荡的应变,检测振荡流的应力——应变之间的幅值关系和相位关系,求得描述流体粘弹性的复粘度。测量过程中,最关键的技术在于:振荡流的产生和检测。而驱动系统就是产生高质量振荡流的核心部件,因此对其进行动力学分析,研究其动态特性和稳定性,是十分必要的。

## 1 理论分析

### 1.1 驱动系统的工作原理

驱动系统包括控制器(1)和驱动机构(见图1)。其中,支架与弹性梁组成悬臂梁,弹性梁与活塞刚性连接;待测试样由 $(G, \eta, F_s)$ 三个参数来表示;控制器(1)受计算机控制,主要用来向驱动器输入直流电流 $I_0$ 和交变电流 $i(t)$ 。 $I_0, i(t)$ 作用于驱动器,在悬臂梁与驱动器之间分别产生直流电磁力 $F_0$ 和交变电磁力 $F(t)$ 。 $F_0$ 主要用来调节悬臂梁与驱动器之间的初始间隙,即调整驱动器的静态工作点; $F(t)$ 通过悬臂梁和活塞驱动待测试样在玻璃毛细管中作简谐振荡。

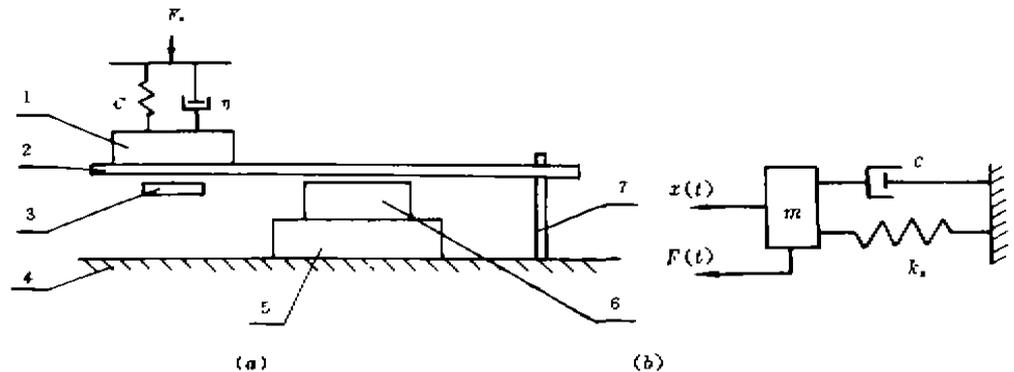


图1 驱动机构的描述

- 1——活塞    2——弹性梁    3——位移传感器  
4——基座    5——散热器    6——驱动器    7——支架

设

$$i(t) = I_m \cos \omega t \quad (1)$$

则作用在悬臂梁上的电磁力形式<sup>[1-2]</sup>为

$$f(t) = F_0 + F(t) = F_0 + F_{1m} \cos \omega t + F_{2m} \cos 2\omega t \quad (2)$$

式中, $F_0, F_{1m} \cos \omega t, F_{2m} \cos 2\omega t$ 分别为电磁力 $f(t)$ 的直流分量、一次分量和二次分量。

为了忽略二次分量的影响,一般控制

$$F_{2m} / F_{1m} \ll 1 \quad (3)$$

当然,当悬臂梁的振动位移较大时,驱动力会有高阶谐波成分,而且高阶谐波成分是不可忽略的。

### 1.2 驱动系统的力学模型

如图1(a)所示,采用Voigt模型来描述粘弹性流体的流变特性。弹性模量 $G$ 和粘性系数

$\eta$  分别表示流体的弹性效应和粘性效应,  $F_0$  表示粘弹性流体上端在大气压环境中所受的作用力, 将图 1(a) 所示的结构, 抽象为一个单自由度有阻尼的二阶振动系统, 其力学模型如图 1(b) 所示。

图中  $m$ —— 惯性质量(包括活塞、弹性梁和待测试样的质量);  
 $c$ —— 阻尼系数(包括空气阻尼、电磁阻尼、流体的粘性效应);  
 $k_s$ —— 刚度(包括弹性梁的刚度、流体的弹性效应);  
 $x(t)$ —— 悬臂梁左端的位移响应(即活塞的位移)。

由式(1)、(2)可知: 当满足式(3)中的条件时,  $F(t)$  与  $i(t)$  成正比。为了测试的方便, 用控制器(I)中对应于  $i(t)$  的电压  $v(t)$ (见图 2) 来“标引” $i(t)$ 。当然,  $i(t)$  与  $v(t)$  成正比关系。这样,  $F(t)$  与  $v(t)$  亦存在如下关系:

$$F(t) = k_r \cdot v(t) \quad (4)$$

式中,  $k_r$  表示电磁力系数。它主要取决于驱动器的几何结构和电磁特性, 悬臂梁的形状、质量、材料性能, 以及驱动器与悬臂梁之间的空间位置关系。驱动系统安装和调试好之后,  $k_r$  便是一个常量。因此, 可用  $v(t)$ “替代” $F(t)$ , 作为驱动系统的激振量。

### 1.3 驱动系统的传递特性

对于图 1(b) 所示的二阶系统, 其传递特性可用二阶微分方程描述<sup>[2~5]</sup>。

$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} + c \frac{dx(t)}{dt} + k_s x(t) = F(t) = k_r v(t) \quad (5)$$

用拉氏变换求得方程(5)所对应的二阶系统的传递函数

$$H(s) = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2} \cdot S \quad (6)$$

式中  $\omega_n = \sqrt{\frac{k_s}{m}}$  为系统的固有频率(rad/s);

$\xi = \frac{c}{2\sqrt{k_s m}}$  为系统的阻尼比(无量纲量);

$S = \frac{k_r}{k_s}$  为系统的灵敏度(m/V)。

其幅频特性和相频特性分别为

$$A(\omega) = S / \sqrt{(1 - (\omega/\omega_n)^2)^2 + 4\xi^2(\omega/\omega_n)^2} \quad (7)$$

$$\varphi(\omega) = \arctg \frac{2\xi \left( \frac{\omega}{\omega_n} \right)}{1 - \left( \frac{\omega}{\omega_n} \right)^2} \quad (8)$$

由式(5)~(8)知, 驱动系统的振动特性主要由  $S$ 、 $\omega_n$  和  $\xi$  确定, 而这三个特征参数则由系统的结构参数和工作特性所决定。当驱动系统制造、调整完毕后, 其  $S$ 、 $\omega_n$ 、 $\xi$  也随之确定。因此, 分析驱动系统的动态特性, 最关键的工作在于:

- 1) 观测信号在传递过程中是否失真;
- 2) 确定固有圆频率  $\omega_n$  和阻尼比  $\xi$ 。

## 2 实 验

### 2.1 材料与方 法

#### 2.1.1 材 料

1) 实验装置(见图 2,

- 振动分析仪: HP3582A 谱分析仪
- 传感器: TESA - 2 电感式位移传感器
- 中间变换电路: 放大器、滤波器等
- 记录仪器: 分量分解器、X-Y 记录仪
- 测试要素: 控制器(I)、驱动器、悬臂梁、待测试样等组成的系统。

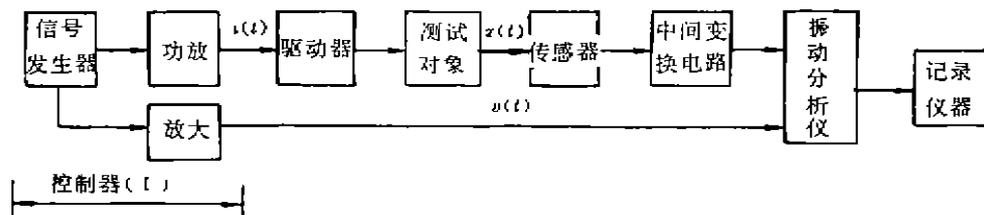


图 2 测试系统框图

2) 血标本的制备

新鲜抗凝男性人血(抗凝剂为 A、C、D, 0.15 mL 保存液/mL 全血), 由重庆市中心血站提供。取一定量的血液按 1500 r/min 离心作用 10 分钟, 收集血浆, 并将浓缩的红细胞用自体血浆作悬浮液, 配制成一组压积 HCT  $\approx 45\%$  的血标本, 共 10 个, 每一个血标本 6 mL。

2.1.2 方 法

1) 如图 2 所示, 控制器(I)中信号发生器输出两路信号, 一路输出  $v(t)$ , 作用于驱动器, 在悬臂梁与驱动器之间产生交变电磁力, 驱使悬臂梁作正弦振动, 位移传感器检测其位移响应  $x(t)$ ; 另一路输出  $u(t)$ , 两路信号同时送入振动分析仪进行分析和处理。

2) 测量各振荡频率点( $f = 1.0 \sim 47.5$  Hz)上的位移导纳, 并绘制其幅频曲线和相频曲线。

3) 根据幅频曲线和相频曲线判定图 1 所示力学模型和式(5)所示传递函数的正确性。

4) 采用共轭曲线半功率点法求得固有频率  $f_n$  或  $\omega_n$  和  $\xi$ 。

5) 求出在每一个频率点,  $v(t)$  和  $x(t)$  之间的幅值比  $M_{xx}$  和相位差  $\delta_{xx}$  (如图 2),  $M_{xx} = X_m/V_m$ ,  $\delta_{xx} = \delta_x - \delta_v$ ,  $X_m, V_m$  和  $\delta_x, \delta_v$  分别为同一时刻  $X(t), V(t)$  的幅值和相位角; 判定两个信号之间是否实现不失真传递。

2.2 结 果

对 10 个血标本逐个测量, 每一个标本重复测量 10 次, 得到如下结果:

1) 固有频率  $f_n$  和阻尼比  $\xi$

$$f_n = 84 \pm 1.3 \text{ Hz}, \quad \xi = 0.5 \pm 0.023$$

2) 驱动电压  $v(t)$  和位移响应  $x(t)$  之间的关系

表中列出了  $x(t)$  和  $v(t)$  之间的幅值比  $M_{xx}$  和相位差  $\delta_{xx}$  在十五个工作频率点的均值  $M_{xx}^m$ 。

$\delta_n$  及相应的离散差。图 3 表示  $M_n$  和  $\delta_n$  与振荡频率  $f$  的关系。

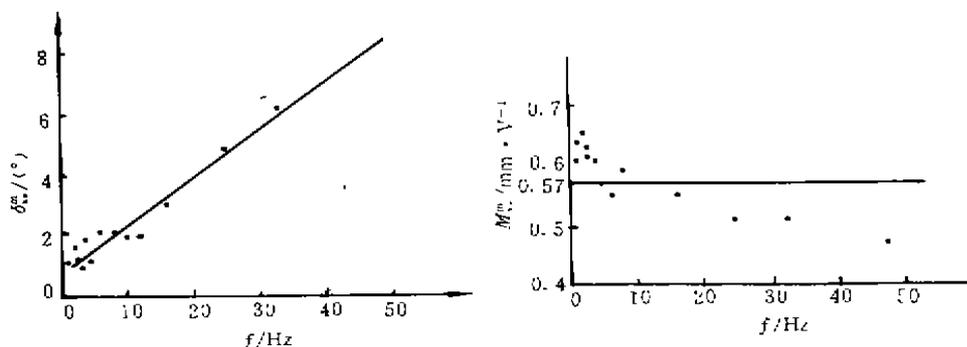


图 3  $M_n$  和  $\delta_n$  与  $f$  的关系

$M_n$  和  $\delta_n$  随频率  $f$  的变化表

$f/\text{Hz}$	$(\delta_n \pm \text{S. D.})/(\circ)$	$(M_n \pm \text{S. D.})/\text{mm} \cdot \text{V}^{-1}$
1.0	$1.1 \pm 0.17$	$0.61 \pm 0.12$
1.5	$1.7 \pm 0.29$	$0.64 \pm 0.09$
2.0	$1.2 \pm 0.13$	$0.66 \pm 0.09$
2.5	$1.1 \pm 0.14$	$0.63 \pm 0.08$
3.0	$1.9 \pm 0.27$	$0.61 \pm 0.08$
3.5	$1.1 \pm 0.29$	$0.61 \pm 0.06$
4.5	$1.2 \pm 0.22$	$0.57 \pm 0.07$
6.0	$2.1 \pm 0.19$	$0.55 \pm 0.08$
8.0	$2.2 \pm 0.31$	$0.59 \pm 0.09$
10.0	$2.0 \pm 0.11$	$0.57 \pm 0.05$
12.0	$2.1 \pm 0.14$	$0.57 \pm 0.06$
16.0	$3.1 \pm 0.49$	$0.55 \pm 0.05$
24.5	$4.9 \pm 0.37$	$0.51 \pm 0.06$
33.0	$6.4 \pm 0.61$	$0.51 \pm 0.04$
47.5	$8.3 \pm 0.91$	$0.47 \pm 0.05$
平均	2.69	0.57

### 3 结 论

1) 驱动系统可以简化为一个单自由度有阻尼的二阶振动系统,其

$$f_n = 84 \pm 1.3 \text{ Hz}, \quad \xi = 0.5 \pm 0.023$$

2) 激振量  $v(t)$  和响应  $x(t)$ , 两者之间存在着一定的比例关系  $M_n$  和一定的相位差  $\delta_n$ , 对于每一个频率点,  $M_n$  和  $\delta_n$  是确定的; 随着  $f$  的变化,  $M_n$  和  $\delta_n$  均要发生变化; 从  $f = 1.0 \sim 47.5 \text{ Hz}$  频段来看, 如图 3 所示,  $\delta_n - f$  逼近于一条直线, 而  $M_n$  则围绕着均值  $= 0.57$  上下波动, 变化幅度不超过 15%。这说明  $v(t)$  与  $x(t)$  之间实现了不失真传递<sup>[2]</sup>。

3) 由  $M_n, \delta_n, f_n, \xi$  等具有较小的离散误差和较好的重复性可知, 驱动系统具有比较好的稳定性。

## 4 讨 论

1) 对 CB-200 型智能式体液粘弹性检测系统、Low shear-30 流变仪、G. B. Thurston 的振荡流毛细管式粘弹仪(三者的工作频率分别为: 1.0~47.5 Hz, 0.0558~1.633 Hz, 0.03~60 Hz; 三者分别简称为: CB-200, LS-30, Thurston)的对照实验, 结果表明: 在 1.0~10 Hz 的振荡频率范围内, 利用 CB-200 测得的  $\tau'$ ,  $\eta'$  的变化比较平缓, 使得 CB-200 较之 LS-30 更适合于为临床诊断和普通流变学的研究提供一个有用的参考指标; CB-200 较之 Thurston, 在功能上有了较多的拓展, 结构上作了更合理的改进, 测量结果比较接近, 所反映的粘弹性特点也比较吻合, 这表明 CB-200 的工作原理是正确的<sup>[1,6]</sup>。

2) 驱动系统的优化设计主要基于如下三个方面:

a. 实现驱动器与悬臂梁的特征参数和结构参数之间的最优匹配, 力求满足:  $\xi = 0.6 \sim 0.7$ ,  $f = (0 \sim 0.58)f$ ,  $A(f)$  的变化不超过 5%,  $\varphi(f)-f$  关系也接近于线性关系——符合不失真传递的条件; 同时, 驱动器始终处于线性工作状态。

b. 实现待测试样在玻璃毛细管中的振荡位移与悬臂梁的位移响应  $y(t)$  之间的最优匹配, 以满足振荡流的“小变形条件”。

c. 保证待测试样对悬臂梁的振动状态的影响可以忽略不计。

3) 在评价驱动系统的动力学特性的重复性实验中, 用患者全血、纯粘性流体(如二重蒸馏水、I 号标准粘度油)、悬臂梁空载状态替代正常人全血, 所测得的  $\omega$ ,  $\xi$  与正常人全血的结果基本一致, 证明待测试样对驱动系统的影响是可以忽略的。因此, 在建立驱动系统的力学模型时, 采用 Maxwell, Voigt 和 Kelvin 模型中的哪一个来描述试样的粘弹性, 是无关紧要的; 选用 Voigt 模型, 只是便于讨论和分析而已。

4) 稳定性是系统本身的性质之一, 系统是否稳定与激励信号的情况无关, 但是系统的冲激响应  $h(t)$  或传递函数  $H(s)$  却可以反映系统的稳定性。一般地, 只需采用罗斯—霍尔维兹稳定性准则判明  $H(s)$  的分母多项式的根的实部的正负, 就可以得出有关稳定性的结论<sup>[7]</sup>。由于一些参数确定起来比较困难, 本文就稳定性问题未作过多的讨论, 只通过实验结果作说明。

## 参 考 文 献

- 1 陈海斌. 体液粘弹性自动检测系统及其应用的研究, [学位论文]. 重庆: 重庆大学生物工程研究院, 1995
- 2 梁德沛. 机械参量动态测试技术. 重庆: 重庆大学出版社, 1987. 100~25
- 3 李德葆. 实验应变模态分析的原理和方法. 清华大学学报(自然科学版), 1990, 30(2): 105~112
- 4 Bat A, Poh S, Fedor J. Independent Modal Space control with Positive Position Feedback. J of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 1992, 114: 96~103
- 5 Eunsup S, Sung W L. Active Vibration Control of Flexible Structures with Acceleration Feedback. J of Guidance, Control, and Dynamics, 1993, 16: 413~415
- 6 Thurston G B. Frequency and shear rate dependence of viscoelasticity of human blood. Biorheology, 1973, 10(5): 375~381
- 7 郑君里. 信号与系统(上册). 北京: 高等教育出版社, 1981. 5, 445~53