

· 研究简报 ·

②

120-123

# 智能化生物软组织实验系统的研究

Q136

The Study on Intelligent Experimental System of Bio-soft Tissue

王公瑞  
Wang Gongrui

张红<sup>✓</sup>  
Zhang Hong

卢晓  
Lu Xiao

段铭  
Duan Min

李海云  
Li Haiyun

(重庆大学生物工程研究中心, 重庆, 630044)

**A 摘要** 报导了根据生物软组织材料的力学特性研制的由微机控制并进行数据处理的生物软组织材料力学测试系统。

**关键词** 测试装置; 材料; 力学性质 / 生物软组织  
**中国图书资料分类法分类号** Q66

微机控制

**ABSTRACT** According to the especial mechanical properties of bio-soft tissue materials, we design a mechanical test system of bio-soft tissue materials which is controlled by microcomputer and can execute the post-processing for bio-soft tissue materials. The system can solve better the problems of reliability and accuracy appearing in the test of the mechanical properties for bio-soft tissue materials, and the test is convenient as well as speedy, and provides an effective experimental means for the study of biomechanics.

**KEYWORDS** testing equipments; materials; mechanical properties / bio-soft tissue

## 0 引言

生物软组织是指动物的肌肉、皮肤、血管等组织。由于生物体内应力与组织器官的功能、作用及生长存在密切的关系,因而生物组织的力学性质的研究不仅是生物力学研究的重要内容,也是生物学及生理学关心的重要问题。由于生物软组织的复杂性和特殊性,在力学性质测试中,试样离体时间的长短、活体状态的维持情况等对力学性质的测试结果有很大的影响,这是一般工程材料力学实验台所不能满足的<sup>[1~3]</sup>。特别是在生物组织的力学性质与生理、生化关系的研究中,要求在力学性质测试中能保持试样的活体状态并要求力学性质的测试能快速、方便和准确<sup>[4,5]</sup>。据此,我们研制了能满足这些要求的生物软组织力学性质的测试系统,该系统不仅能满足一般应力-应变关系的测试,而且能进行松弛实验,并能根据相应的理论计算出描述生物软组织力学性质的相应参数。由于本测试系统装有电视尺寸分析仪,故能方便快速地测量生物软组织试样的原始尺寸,并可分析在大变形情况下,试样上某一局部

\* 收文日期 1994-04-05

本基金项目由国家自然科学基金资助

范围的力学性质。

## 1 实验装置

我们的研制工作始于八十年代,经近十年的不断改进和完善工作,使整个测试系统达到了功能强、自动化程度高的要求。由于测试时间大为缩短、活全状态保持较好,保证了测量的准确性,达到了研制目的,并适合于推广应用。

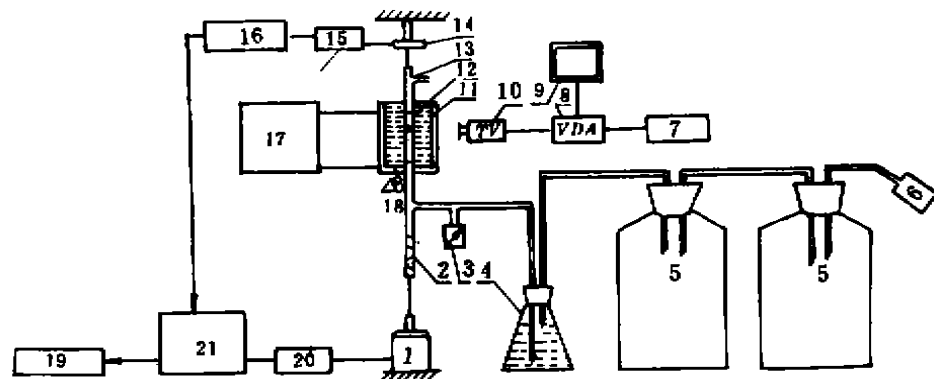


图 1 装置示意图

1. 步进电机; 2. 传动螺杆; 3. 压力表; 4. 生理盐水瓶; 5. 空气腔; 6. 加压泵; 7. 记录仪; 8. 尺寸分析仪; 9. 监视器; 10. 摄像头; 11. 水浴; 12. 试件; 13. 阀; 14. 微力传感器; 15. 前置放大器; 16. A/D卡; 17. 循环水恒温; 18. 生理盐水; 19. 打印机; 20. 稳压电源; 21. IBM386 微机

实验系统示意图如图 1 所示。测试试样浸泡在盛有维持活体状态的溶液中,溶液可以是生理盐水、培养液或其它种类的溶液。在研究生理、生化因素对力学性质影响的工作中,还可以通过进样器等向溶液中加入所需的各种物质,如  $\text{Ca}^{++}$ 、 $\text{Na}^{+}$ 、 $\text{K}^{+}$  等各类离子溶液或蛋白质、糖元、生物碱等各类物质<sup>[4]</sup>。恒温水浴可使浸泡液和组织试样维持在所需的温度。电视尺寸分析仪能自动测量试样的初始长度,并可在研究大变形(如皮肤断裂)实验中通过测试试样局部变形情况,结合加载-卸载力的大小,用有限元方法进行更为准确的分析。通过步进电机正转、反转来对试样进行加载和卸载,再通过微力传感器测出试样受力的大小。由于微力传感器输出的信号很小,所以必须将其放大到 A/D 板的允许范围内。脉冲输出接口主要是 386 微机与步进电机之间的接口。因步进电机的转动、正转和反转都是由 386 微机发出的脉冲、脉冲串控制的,因而接口电路既对 386 微机发生的脉冲信号进行整形、电平调节,又起到了微机和步进电机之间的隔离作用。至于位移传感器我们是采用软件控制来实现的,其原理是通过计数步进电机转动的步数,即计算机发出脉冲个数来实现。

微力传感器是我们自行设计并制作的,测力范围为 0.001~0.5 N,由于一般作用于生物软组织试样上的外力是比较小的,因此,微力传感器的测力范围是适用的。

## 2 软件的编制

软件的编制是针对实验台的具体功能而言的。该实验台是在一台 386 微机的控制下,自

动完成整个实验操作,并自动处理数据,软件的总体模块如图 2 所示:

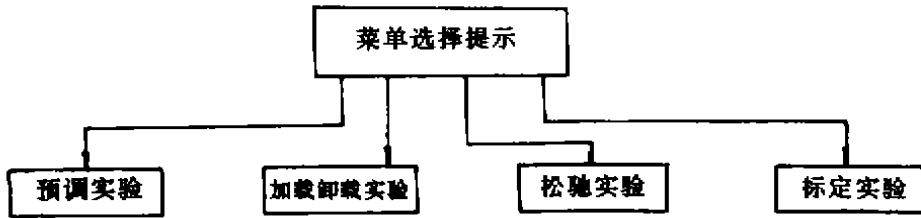


图 2 软件程序总体框图

主菜单主要用来选择具体作哪一个实验。在选定的实验完成后又返回主菜单,看是否进行其他的实验。循环加载卸载、预调、松弛实验软件的格式基本相同,所以只需画出一个框图。现以预调实验程度框图为例说明,预调程序的源程序框图见图 3。

生物材料在实验前必须进行预调,使得到的数据具有重复性和可比性。菜单将提示操作者是否输入各种控制参数,比如试样的初始长度、初始面积、需要拉伸的长度、采集点数和预调次数,在输入这些控制参数之后按键,计算机则自动进行加载、卸载以及数据采集和作图,通过图形可以看出预调结果是否满意,若不满意则返回主菜单继续执行,若满意则可根据菜单提供的项目作其他实验或停止工作。松弛、加载、卸载实验过程基本相同,在显示图形后自动进行数据处理,算出各自需要的参数值。

由于微力传感器的使用,所以在实验前必须对传感器进行标定。为了避免繁琐、重复的标定工作,专门编制了一个标定程序,程序运行后提示使用者挂上砝码,按键即可运行,最后自动算出标定值和灵敏度系数,并作出标定曲线。

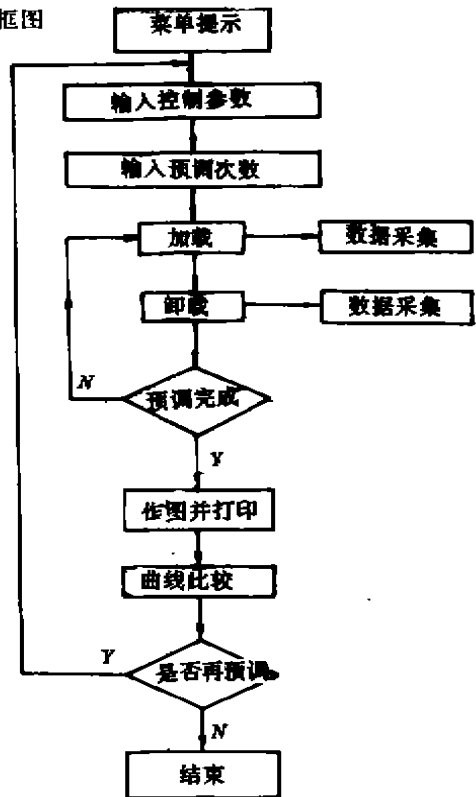


图 3 预调程序框图

### 3 数据处理及理论分析

#### 3.1 加载卸载数据处理及理论分析

根据冯元桢提出的拟弹性理论,可将加载卸载过程看成是两种不同的弹性体,并用两个函数  $f_1(\lambda)$ 、 $f_2(\lambda)$  分别描述这两个过程:

$$\sigma = \begin{cases} f_1(\lambda) & \frac{d\lambda}{dt} > 0 \\ f_2(\lambda) & \frac{d\lambda}{dt} < 0 \end{cases}$$

其中: $\sigma$  为应力; $\lambda$  为伸长比; $\frac{d\lambda}{dt}$  为应变率,于是由此两个过程可推导出张力  $T$  和伸长长

度  $L$  的关系： $\frac{dT}{d\lambda} = \alpha(T + \beta)$ ，通过力传感器和位移传感器可得到不同伸长时对应的  $T$  值，由最小二乘法拟合出  $\alpha, \beta$  值，从而导出应力应变关系。

### 3.2 松弛实验数据处理及理论分析

对松弛实验的数据处理，是根据冯元桢提出的准线性粘弹性理论而得到的广义归一化松弛方程  $G(t)$ ：

$$G(t) = \left\{ 1 + c \left[ E_1 \left( \frac{t}{\tau_2} \right) - E_1 \left( \frac{t}{\tau_1} \right) \right] \right\} \cdot \left[ 1 + \ln \left( \frac{\tau_2}{\tau_1} \right) \right]^{-1}$$

其中  $E_1(z)$  是由方程 
$$E_1(Z) = \int_z^{\infty} \frac{e^{-t}}{t} \cdot dt \quad (|\arctg Z| < \pi)$$

所定义的指数积分函数。

当  $t \rightarrow \infty$  时 
$$G(\infty) = \left[ 1 + \ln \left( \frac{\tau_2}{\tau_1} \right) \right]^{-1} \quad (1)$$

当  $t$  为 1 秒量级时 
$$G(t) = \left[ 1 - c\gamma - \ln \left( \frac{\tau}{\tau_2} \right) \right] \left[ 1 + \ln \left( \frac{\tau_2}{\tau_1} \right) \right]^{-1} \quad (2)$$

其中  $\gamma$  为欧拉常数。

当  $t$  在  $\tau_1, \tau_2$  区间内时 
$$dG/d(\ln t) = c \left[ 1 + \ln \left( \frac{\tau_2}{\tau_1} \right) \right] \quad (3)$$

由(1)、(2)、(3)式，根据作出的  $G(t)$  曲线，计算出曲线中典型点上的斜率值，这样就可计算出  $\tau_1, \tau_2, c$  值，由此而得到归一化松弛函数。

## 4 结束语

采用这套装置对狗的肝门静脉作了拉伸实验，所得的图形如图 4 所示。门静脉是粘弹性材料，故在循环加载-卸载中出了滞后环。由指数函数公式得到的  $\alpha$  值如下表所示。

从所得到的实验数据看，它与已有的实验结果非常一致，证明整个测试系统的设计、研制工作是成功的，本实验台在生物软组织力学性质测量中，具有功能强、使用方便、测试准确、自动化程度高等优点。

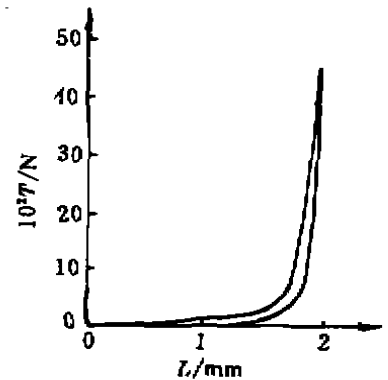


图 4 肝门静脉的加载卸载曲线

门静脉血管的  $\alpha$  值表

项 目	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$
轴 向	9.554	15.232	144.953	175.306
周 向	22.408	25.960	73.352	72.593

### 参 考 文 献

- 1 冯元桢[美]. 生物力学. 长沙, 湖南科学技术出版社, 1986. 222~335
- 2 冈小天[日]著, 陶祖莱, 吴云鹏译. 生物流变学. 北京, 科学出版社, 1980. 211~237
- 3 Fung Y C. Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissues. New York, Springer-Verlay, 1981. 327~489
- 4 Azuma T, Oka S. Mechanical equilibrium of blood vessel walls. American J Physiology, 1982, 221, 1310~1316
- 5 Fland P, Quemada D. A Structural Viscoelastic Model of soft tissue. Biorheology, 1988, 25, 95~105
- 6 Jian Chunyun, Wang Gongrui. Biomechanical Study of the Bile Duct System Outside the Liver. Biomedical Materials and Engineering, 1991, (1), 105~113