

# 生物材料黏弹性教学实验仪的设计

闻焱焱, 卿淦, 李爱萍, 乐永康, 冀敏

(复旦大学 物理系, 上海 200433)

**摘要:** 在传统的伸长法测量钢丝杨氏模量实验仪器的基础上, 对传统方法进行了分析, 阐述了传统方法在测量头发等生物材料的黏弹性上的不足之处, 提出了将力传感器的使用与伸长法测量杨氏模量的原理相结合, 设计出了一种使用力传感器测量头发等生物材料黏弹性的新方法。此法通过千分尺拉伸(或收缩)头发等生物材料, 再利用力传感器测出材料产生的弹力, 进而导出应力, 得出“应力—应变”曲线。通过测定其应力松弛曲线的下降程度和加载-卸载曲线中间区域的面积, 可以得到生物材料的黏弹性。此外, 根据此仪器设计了实验的内容及方法。

**关键词:** 力传感器, 伸长法, 生物材料, 黏弹性

现阶段, 人造器官、组织正逐步取代人体器官、组织, 成为器官、组织移植行业的重要组成部分。在制作人造器官、组织时, 不仅要考虑它们的排异性, 还要考虑一些其它的物理特性, 黏弹性便是其中的一种。

对应力响应兼有弹性固体和黏性流体双重特性的材料称为黏弹性, 而生物材料正是一种具有黏弹性的材料, 如果能够得到其应力-应变曲线, 就可以研究其完整的力学特性。

提起测应力-应变曲线, 第一想到的便是实验室现有伸长法测量铜丝的杨氏模量实验仪。该实验仪通过悬挂重物的方法改变固体材料的应力, 然后利用读数显微镜等方法来测量铜丝的形变量, 最后对数据进行处理, 得到铜丝的应力-应变曲线, 最终得出铜丝的杨氏模量<sup>[1]</sup>。

然而这种方法在测量生物材料(如头发)的黏弹性时, 显得有些心有余而力不足。其一, 生物组织的最大应力普遍较小, 而现有实验器材的砝码质量都较大, 测量的数据点不足; 其二是生物组织的应变较大, 超出了许多测量手段的测量范围; 其三是生物组织在悬挂重物时会产生较大的蠕变, 而测量形变量以及悬挂重物时花费的时间较长, 无法准确测量出生物组织在受到一定拉力时的即时应变, 影响测量结果的准确性。

综合以上原因, 传统的杨氏模量实验仪在测量生物材料的黏弹性方面有诸多不足, 但是它采用的方法——也就是伸长法——是可取的。本文以此出发, 设计出了一件生物材料黏弹性的教学实验仪。下面将从新仪器设计介

绍、测量原理、测量内容及方法、数据处理及结果分析等来介绍此仪器。

## 1 新仪器设计介绍

### 1.1 新仪器设计介绍

生物材料黏弹性教学实验仪由两部分组成, 分别是拉伸部分和测量部分。拉伸部分包括稳压直流电源、双刀双掷开关、直流电动机和千分尺。稳压直流电源负责直流电动机的供电, 双刀双掷开关负责控制直流电动机的顺、逆时针旋转, 通过直流电动机旋转带动千分尺转动, 进而千分尺的测量端产生径向位移, 拉伸生物材料或者使生物材料收缩。测量部分包括拉力传感器和配套测量软件。拉力传感器负责测量出生物材料被拉伸时的即时弹力, 发送到电脑端的配套测量软

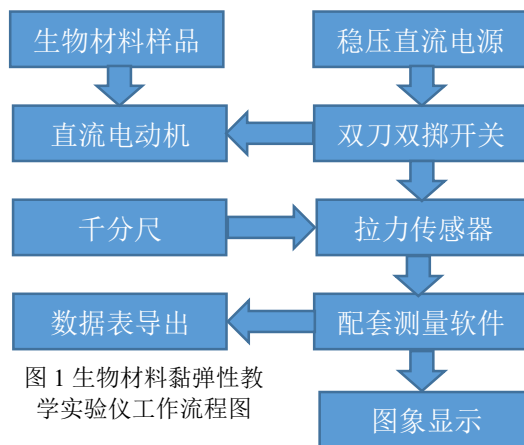


图1 生物材料黏弹性教学实验仪工作流程图

收稿日期: 2016-05-31

作者简介: 闻焱焱(1992-), 男, 安徽省蚌埠市固镇县, 复旦大学物理系 12 级

通讯作者: 冀敏(1956-), 女, 河南省洛阳市, 副教授, 医学物理教学及研究

件上。配套测量软件一方面可以直接绘制成图形，直观的看出生物材料的弹力变化，另一方面也可以导出数据，以进行下一步的数据处理。工作流程图如图 1 所示。

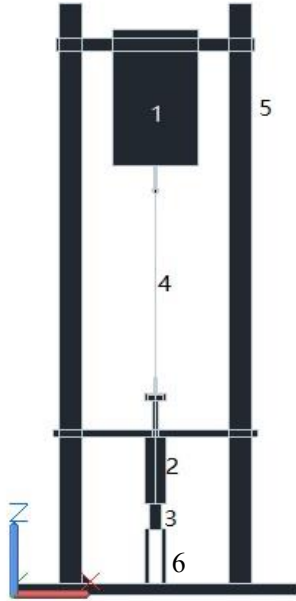


图 2 生物材料黏弹性教学实验仪设计图

图 2 为生物材料黏弹性教学实验仪的设计概念图，其中部件 1 是拉力传感器，部件 4 是待测材料，部件 2 是一个千分尺，部件 3 是一个小直流电机，在电压恒定时其转速保持不变。

二者结合在一起，电机可带动螺旋进动器旋转。部件 5 为支架，将其余部分结合在一起，部件 6 为导轨，可以限制直流电机的转动，确保其只能上下移动。

电源、双刀双掷开关及电脑未画入图中。



图 3 生物材料黏弹性教学实验仪实物图

图 3 为生物材料黏弹性教学实验仪的实物图，同样电源、双刀双掷开关和电脑为拍摄入图中。

所用的拉力传感器为一个 IOLab 的力传感器部分，内含测量

电路和蓝牙发生器，可以通过蓝牙将测量得到的即时拉力数值传输给电脑，每秒钟可采集大约 4800 个数据点，测量范围是  $-10 \sim +10\text{N}$ ，精度为小数点后 6 位，也就是  $0.0001\text{g}$ ，能够满足测量的需要。更多说明请参阅网站 <http://www.iolab.science/>。

千分尺的测量范围以及最小分度值与实验室常用的仪器保持一致，测量范围（即可拉伸长度）为  $0\sim 25\text{mm}$ ，最小分度值为  $0.01\text{mm}$ 。

直流电动机为额定电压为  $3\text{V}$ ，但经测试其在  $4.5\text{V}$  时也能良好工作，电压越高，转速越大，实验时可根据不同的需要改变其转速，但电压不可过低，否则电动机无法启动。

主支架为铝合金材质，导轨为有机玻璃材质。

电源采用的是实验室配备的 QJ2002A 型可调节直流稳压电源 ( $0\sim 20\text{V}$ ,  $0\sim 2\text{A}$ )。

双刀双掷开关为普通的双刀双掷开关。

电脑为装有拉力传感器配套软件的个人电脑。

## 1.2 仪器的使用说明及数据处理方法

实验准备阶段:

1) 应当先熟悉拉力传感器配套的软件操作 ([www.iolab.science](http://www.iolab.science/))。

2) 直流电动机的转速与其两端电压有关，使用时应当选择合适的电压后测量其转速;

3) 由于拉力传感器导出的数据过于庞大，而表格软件只能打开一定的数据点，因此建议数据记录时间少于  $200\text{s}$ ;

4) 仪器应当在平稳的实验台上进行实验，避免晃动;

5) 千分尺应当归零，以达到最大的拉伸长度。

实验操作步骤及注意事项:

1) 安装生物材料丝状样品，尽可能使其在实验开始时处于原长状态，可略微拉伸;

2) 单击软件的 Record 键记录数据，同时启动直流电动机拉伸生物材料;

3) 根据进行的实验内容合理选择数据记录的时间;

4) 实验结束后，应当断开电源，使力传感器探针处于未工作状态，把实验仪器放在安全的地方，防止摔落。

数据处理方法:

本实验得到的数据非常的庞大，每秒约4800个点，而进行数据处理时并不需要这么多点，下面介绍一种可行的处理方法（其他的方法如果不存在挑拣数据的情况，也可使用）：

- 1) 确定需要的数据点数目并以此确定时间间隔和时间点；
- 2) 在该时间点附近选取一定数量的点（比如200个）后取平均值，得到的结果可视为该时间点的力的数据。

## 2 测量原理

### 2.1 拉力传感器原理

拉力传感器又叫电阻应变式传感器，隶属于称重传感器系列，是一种将物理信号转变为可测量的电信号输出的装置<sup>[2]</sup>。

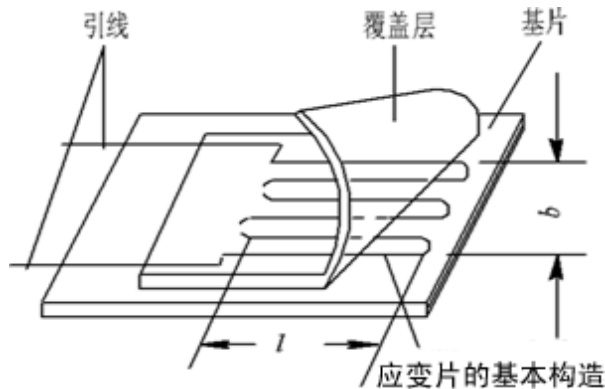


图4 应变片示意图

图4为拉力传感器中所用应变片的基本构造，它是由直径为0.02至0.05mm的康铜丝或镍铬丝绕成栅状（或用很薄的金属箔腐蚀成栅状）夹在两层绝缘薄片（基底）制成<sup>[3]</sup>。

当金属丝受力变形时，其长度和横截面积也随着构件一起变化，进而发生电阻变化，即

$$\frac{dR}{R} = K_s \times \gamma$$

其中  $K_s$  为材料的灵敏系数，其物理意义是单位应变的电阻变化率，标志着该类丝状电阻应变片效应显著与否。 $\gamma$  为测点处应变，为无量纲的量<sup>[4]</sup>。

弹性元件在外力作用下产生弹性变形，使粘贴在他表面的电阻应变片也随同产生变形，电阻应变片变形后，它的阻值将发生变化（增大或减小），再经相应的测量电路把

这一电阻变化转换为电信号（电压或电流），从而完成了将应变变换为电信号的过程<sup>[5]</sup>。

### 2.2 粘弹性材料的物理特性

头发等生物组织属于粘弹性材料，这类材料，其中任一点、任一时刻的应力状态不仅取决于当时、当地的形变，而且与应变的历史过程有关，即材料是有记忆的<sup>[7]</sup>。

利用本实验仪器，可以研究这类材料的两个性质特点：

- 1) 当粘弹性材料突然发生应变时，若应变保持一定，则相应的应力将随时间的增加而下降，称为应力松弛，如图5所示。
- 2) 对粘弹性材料作周期性的加载和卸载，则加载卸载时的应力-应变曲线不重合，这类现象称为滞后，如图6所示。

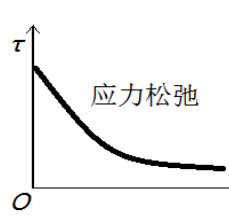


图5 应力松弛

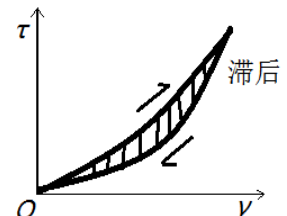


图6 滞后现象

## 3 测量内容及方法

本仪器可用来测量生物材料的许多项力学特性，主要包括在弹性极限内测量生物材料的杨氏模量、测量生物材料的应力松弛曲线、测量生物材料在加载-卸载时的应力-应变曲线等，下面将分别介绍这四种测量内容及步骤，在下一章会给出测量结果的处理。

### 3.1 测量生物组织（以头发为例）的杨氏模量（在弹性形变范围内）

- 1) 测量直流电动机的运转速度并记录，对拉力测量仪进行调零，测量头发的长度和直径；
- 2) 将头发两端分别固定在拉力测量仪和螺旋进动器的钩子上；
- 3) 调节拉力测量仪的高度和水平，使待测头发处于原长状态；
- 4) 接通直流电机电源，并同时开始记录拉力测量仪的数据；
- 5) 待头发拉伸到一定长度后，关闭电源并停止记录数据；

6) 将拉力测量仪的数据导出、处理, 得到头发丝的 $\tau\sim\gamma$ 曲线, 计算即可得到其杨氏模量。

### 3.2 测量生物组织(以头发为例)的应力松弛曲线

- 1) 对拉力测量仪进行调零, 测量头发的长度和直径;
- 2) 将头发两端分别固定在拉力测量仪和螺旋进动器的钩子上;
- 3) 调节拉力测量仪的高度和水平, 使待测头发处于拉伸状态, 同时开始记录数据;
- 4) 检测拉力数据, 待拉力在较长时间内几乎不发生变化时, 停止记录数据;
- 5) 对数据进行处理, 得到头发丝的 $\tau\sim t$ (应力松弛)曲线。

### 3.3 测量生物组织(以头发为例)的加载-卸载的应力-应变曲线, 验证滞后现象

- 1) 测量直流电动机的运转速度并记录, 对拉力测量仪进行调零, 测量头发的长度和直径;
- 2) 将头发两端分别固定在拉力测量仪和螺旋进动器的钩子上;
- 3) 调节拉力测量仪的高度和水平, 使待测头发处于原长状态;
- 4) 接通直流电动机电源, 并同时开始记录拉力测量仪的数据;
- 5) 待头发丝被拉伸适当长度后, 将电流反向, 发动机反向回转, 头发丝开始收缩;
- 6) 待头发丝收缩到初始位置时, 停止记录并断开电源;
- 7) 导出数据并进行处理, 得出头发丝的加载-卸载的应力-应变曲线, 验证滞后现象。

## 4 测量数据处理及结果

### 4.1 测量生物组织(以头发为例)的杨氏模量(在弹性形变范围内)

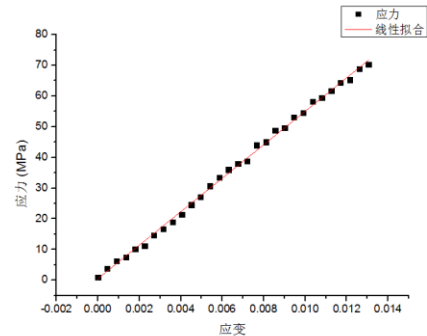
软件得到的数据为 $F\sim t$ 数据, 将 $F$ 除以头发的横截面积得到应力,  $t$ 转换成拉伸长度后除以头发丝的长度得到应变, 如下表:

表 1 杨氏模量实验 $\tau\sim\gamma$ 数据

$\gamma$	$\tau/\text{MPa}$	$\gamma$	$\tau/\text{MPa}$	$\gamma$	$\tau/\text{MPa}$
0.0000	0.98	0.0045	24.56	0.0090	49.66
0.0005	3.85	0.0050	27.15	0.0095	53.07
0.0009	6.28	0.0054	30.71	0.0099	54.56
0.0014	7.53	0.0059	33.52	0.0104	58.20

0.0018	10.14	0.0063	36.03	0.0108	59.52
0.0023	11.16	0.0068	37.98	0.0113	61.64
0.0027	14.70	0.0072	38.75	0.0117	64.33
0.0032	16.73	0.0077	44.01	0.0122	65.28
0.0036	18.88	0.0081	45.00	0.0126	68.85
0.0041	21.38	0.0086	48.82	0.0131	70.24

将上述数据录入 Origin 左图, 而后进行线性拟合处理, 得到结果如图 7 所示:



Equation	$y = a + b \cdot x$		
Weight	No Weight		
Residual Sum of Squares	26.98455		
Pearson's r	0.99901		
Adj. R-Squ	0.99794		
		Value	Standard E
应力	Intercept	0.51953	0.34969
	Slope	5452.909	45.99452

图 7  $\tau\sim\gamma$  数据线性拟合结果

从图中结果可以读出该头发丝的杨氏模量为 $5452 \pm 46 \text{MPa}$ , 符合多数头发的杨氏模量量级。

### 4.2 测量生物组织(以头发为例)的应力松弛曲线

软件得到的是 $F\sim t$ 数据, 只需要对 $F$ 进行处理得到应力即可, 结果如下表所示。

表 2 应力松弛实验 $\tau\sim t$ 数据

$\gamma$	$\tau/\text{MPa}$	$\gamma$	$\tau/\text{MPa}$	$\gamma$	$\tau/\text{MPa}$
0.00	131.38	15.00	117.95	30.01	116.47
1.00	131.38	16.00	120.19	31.01	116.43
2.00	130.35	17.00	116.66	32.01	117.23
3.00	129.59	18.00	117.87	33.01	116.50
4.00	128.68	19.00	116.47	34.01	116.85
5.00	124.30	20.00	116.85	35.01	116.12
6.00	127.96	21.00	119.51	36.01	116.50
7.00	127.99	22.00	118.86	37.01	116.54
8.00	121.53	23.00	118.22	38.01	118.75
9.00	122.48	24.00	118.48	39.01	116.16
10.00	119.89	25.00	116.88	40.01	116.73

11.00	120.08	26.00	118.22	41.01	118.56
12.00	120.99	27.01	116.35	42.01	116.16
13.00	121.15	28.01	116.43	43.01	117.00
14.00	119.17	29.01	116.50	44.01	116.16

将数据录入 Origin 后划线, 可以得到头发丝的应力松弛曲线。

观察曲线的松弛趋势类似于指数衰减, 可以对曲线用指数函数进行拟合, 结果如图 8 所示。

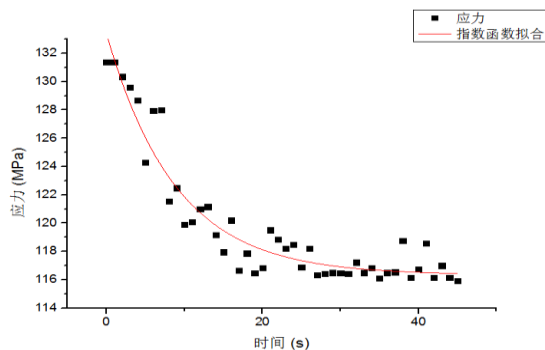


图 8 应力松弛曲线及拟合结果

从图中可以看出, 应力在一定的松弛后趋于不变, 到达一个平台, 可以用应力松弛到这个平台的时间及相对高度来表征黏弹性材料的黏弹性强弱。相对高度越大, 松弛时间越长代表头发弹性越强, 黏性越弱。比如此图中, 初始应力为 131.38MPa, 平台的高度大约为 116MPa, 相对高度为 88%, 松弛到这个平台的时间为 27s。

#### 4.3 测量生物组织 (以头发为例) 的加载-卸载的应力-应变曲线, 验证滞后现象

由于头发丝的应力松弛现象, 在正向拉伸头发(加载)到一定值时, 必须使电机立刻反向转动, 使头发丝收缩(卸载), 否则头发丝的应力会松弛, 影响实验结果。因此, 先统一记录数据, 再人工进行数据分离, 进行数据处理, 最终处理的数据如下表所示。

表 3 加载-卸载实验的 $\tau \sim \gamma$ 数据

$\gamma$	$\tau$ (加载) /MPa	$\tau$ (卸载) /MPa
0.0000	0.34	-3.76
0.0013	2.66	-1.03
0.0026	8.68	-1.88
0.0039	15.21	0.04
0.0053	23.40	-0.14
0.0066	32.11	-0.73
0.0079	39.53	0.38
0.0092	51.59	7.46
0.0105	57.87	9.60

0.0118	66.87	18.72
0.0132	71.74	23.36
0.0145	80.52	30.41
0.0158	85.06	37.90
0.0171	93.44	45.95
0.0184	97.57	51.45
0.0197	104.77	53.92
0.0211	108.94	61.41
0.0224	113.99	69.16
0.0237	120.49	76.80
0.0250	126.65	82.81
0.0263	129.27	87.61
0.0276	134.44	96.58
0.0289	135.73	103.00
0.0303	140.97	111.63
0.0316	142.33	117.65
0.0329	147.02	125.84
0.0342	149.27	130.38
0.0355	150.75	141.41
0.0368	154.77	146.54
0.0382	156.24	

把数据录入 Origin 后, 两条曲线分别作图, 即可得到头发丝的加载-卸载曲线, 如图 9 所示。

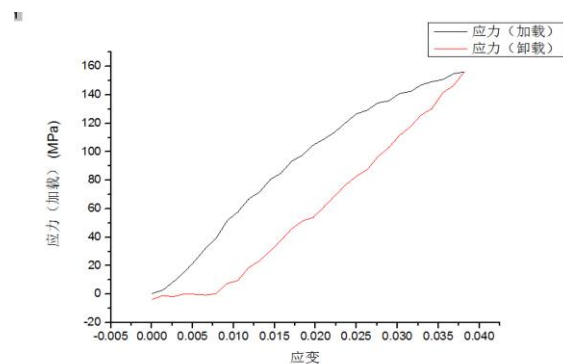


图 9 头发丝加载-卸载的应力-应变曲线

可以发现曲线并不重合, 与预期类似。可以用两条曲线中间的区域面积与加载曲线在 X 轴上的积分得到的面积之比来表征材料的黏性, 比例越大则黏性越大, 反之黏性越小。比如此图中, 加载曲线在横轴上的积分为 3.50, 卸载曲线的积分为 2.24, 则中间区域的面积为 1.26, 占加载曲线面积的 36%。

## 5 结束语

传统的杨氏模量实验仪器只能测量材料的杨氏模量, 而对于材料的其他力学性质是望洋兴

叹, 本文在传统的方法上, 集思广益, 大胆创新, 设计了一种新的用于教学的测量生物材料黏弹性的实验仪器, 不仅可以在弹性限度内测量材料的杨氏模量, 也可以用来测量黏弹性材料的应力松弛曲线、加载-卸载的应力-应变曲线, 而且优势十分明显, 比如:

- 1) 电脑直接采集数据, 十分方便;
- 2) 得到的数据点非常多, 过程记录完整;
- 3) 拉力传感器的精度远高于传统仪器。

当然, 本仪器还是有一些可以改进的地方, 比如用步进电机替换直流电机, 同时自行设计传感器部分, 而后编写一个软件同步获取形变和弹力的数据, 功能强大的还可以在软件中添加绘图、计算等功能。

## 参考文献

- [1]王玉清. 伸长法测金属丝杨氏模量实验的改进[J]. 延安大学学报(自然科学版),2006,04:33-35.  
[2]肖国梁. 吊环筒式拉力传感器介绍[J]. 武汉体育学院学报,1983,01:70-72.

- [3]CHEN WeiHai,JIANG Jun,CHEN WenJie,LIU JingMeng. A novel flexure-based uniaxial force sensor with large range and high resolution[J]. Science China(Technological Sciences),2013,08:1940-1948.  
[4]尹福炎. 电阻应变片与测力/称重传感器——纪念电阻应变片诞生 70 周年(1938-2008)[J]. 衡器,2010,11:42-48+51.  
[5]夏祁寒. 应变片测试原理及在实际工程中的应用[J]. 山西建筑,2008,28:99-100.  
[6]陈薇薇,刘艳凤. 拉伸法测量金属丝杨氏模量的实验改进[J]. 牡丹江师范学院  
[7]程兴凯,陈科,林江莉. 生物软组织黏弹性参数反演方法研究[J]. 实验科学与技术,2012,05:4-6+88.  
[8]田芳. 高聚物动态黏弹性与物理老化实验研究[D]. 中南林业科技大学,2014.  
[9]陶猛. 基于有限元法的黏弹性材料动态力学参数测量方法[J]. 机械工程学报,2015,02:78-83.  
[10]代伟,陈太红. 卧式杨氏模量测量仪[J]. 物理实验,2007,08:14-15+18.  
[11]王志龙. 利用螺旋测微器测量金属丝的杨氏模量[J]. 德州学院学报,2007,06:22-24.  
[12]宋义虎,杜淼,杨红梅,郑强. 橡胶材料的结构与黏弹性[J]. 高分子学报,2013,09:1115-1130

# Design of biomaterials' viscoelasticity teaching experimental instrument

Wen Yanyan, Qing Gan, Li Aiping, Le Yongkang, Ji Min

(Fudan University Department of Physics, Shanghai 200433, China)

**Abstract:** Based on conventional measuring Young's Modulus experimental instrument by means of stretch, conventional method is analyzed and its shortcomings are expounded. Furthermore, a new method, which combine the use of force sensors and the means of stretch used on measuring Young's Modulus of wire, is designed to measure viscoelasticity of hair and other biomaterial. This method stretch (or shrink) hair and other biomaterial through twisting micrometer, then measure its elastic force through force sensors. The stress and its "stress-strain" graph could be inferred from it. By determining the decrease degree of its stress relaxation graph and the middle area of its load-unload graph, viscoelasticity of biomaterial could be obtained. Furthermore, several new experimental content is designed based on this instrument.

**Keywords:** Force Sensors, Means of stretch, Biomaterial, Viscoelasticity