

续的噪声谱的高低来表征清洗效果的强弱是最可信的。与此相关的非线性转移系数  $G$  和相对非线性总声级  $\Delta L_N$  也同样可以作为表征的参量,但由于测量困难而不便采用。而谐波,分谐波的声级,一方面是计算复杂,另一方面,由于可能电声非线性的干扰,而降低敏感性。

本文所提到的测量实例是在清洗槽中进行的,目的仅在于相对比较两台清洗机的空化清洗性能。如要对设备的空化声场作定量测量,则需统一规定测量环境条件以及对接收换能器的性能、位置等的测试设备性能加以规范化。

最后,须要说明一个有意义的现象,从连续噪声级图(图9)看出,在电功率  $W_e$  大于一定值(如 500W)以后,出现噪声级下降的趋势。这

是一种超空化低噪声现象。由于空泡密度提高,相互影响增大,空泡的吸收,散射屏蔽作用加强,此时的噪声低于一般空化状态的噪声,这一现象出现时,不仅影响到换能器的能量辐射和传播,也会使溃灭强度减弱。因而对清洗效果也不利。对此也可以说噪声级高低作为清洗效果的评估是协调的。

### 参 考 文 献

- [1] R. E. Apfel, *J. Acoust. Soc. Am.*, 69-6 (1981), 1624—1533.
- [2] E. A. Neppires, *Ultrasonics*, 22-1(1984), 25—27.
- [3] GB7967-87,“(声学)水声发射器大功率特性和测量”国家标准。
- [4] 何祚镛,赵玉芳编,“声学理论基础”,国防工业出版社,1981,436—452.

## 生物组织表面声阻抗的超声测量

张若昕 马玉英 尚志远

(陕西师范大学应用声学研究所)

1989年12月29日收到

本文提出一种可对生物组织表面声阻抗进行活体、离体测量的自动测量系统,其主要组成是:声脉冲发射、接收及移位控制单元,峰值检测器,换能器,A/D变换器,Z80单板计算机,恒温循环水装置。文中阐述了系统构成原理,给出了应用该系统进行测量的结果。

### 一、引 言

生物组织表面超声特性的研究对于判断整体组织状况具有重要的意义。在超声诊断中,被测器官的表面特性,可通过超声回波信号或透射信号来确定。

描述介质反射特性的声参量主要是声阻抗率  $Z$ ,即密度与声速的乘积,常简称之为声阻抗。声阻抗表征传声介质的结构和状态,其值的不同将影响声波的传播。 $Z$ 不变时,声波将无反射地向前传播;若  $Z$  分布不均匀,声波就会发生反射。就生物组织而言,由于其内部胶原

蛋白、脂肪等各有不同的  $Z$  值,从而构成了许多微小的声学界面,声波就发生散射,散射信号代表组织的细微结构信息。

由此可见,生物组织声阻抗  $Z$  的不同反映着组织特性的不同,所以对声阻抗的定量研究,可以判断生物组织的特性。

本文通过对声阻抗测量原理的分析,提出了一种用于测定生物组织表面声阻抗的自动测量系统。应用该系统可对一些化学药品及家兔肝脏的活体、离体测量,表明该系统具有操作方便、自动化程度高、测量准确、工作可靠等优点<sup>[1]</sup>。

## 二、表面声阻抗的测量原理

对介质声阻抗的测量方法可分为时域和频域两大类。时域中一般最常用的方法是根据  $Z = \rho C$  式,即分别测出声速  $C$ 、介质密度  $\rho$ ,从而由其乘积得到  $Z$  值。该方法可得到介质  $Z$  的精确值,但一般难以用于活体测量。时域中另一测量  $Z$  的方法是采用声阻抗图<sup>[2]</sup>,该方法利用了回波的幅度、相位信息,可用于对活体组织测量,但计算复杂。频域中测量  $Z$  的方法有基于声传输线理论<sup>[3]</sup>,计算过程亦比较复杂。

对介质表面声阻抗的测量通常均在时域进行,大致可分为两种方法,即驻波法和脉冲法。驻波法常用于对离体组织进行测量<sup>[4]</sup>,但对活体组织不易办到。应用脉冲法对生物组织进行测量<sup>[5]</sup>,是本系统所采用的方法,其原理图见图1。换能器  $T$  发出的声脉冲由介质  $A$  垂直入射到介质  $A$  和另一介质  $B$  的界面( $A$ 、 $B$  对应的声阻抗分别为  $Z_1$ 、 $Z_2$ ),声能量一部分向前传播,另

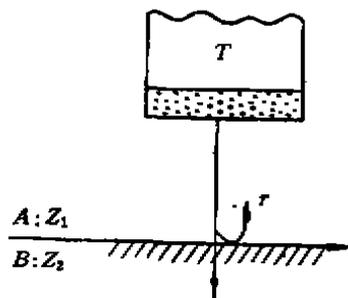


图1 脉冲法原理图

一部分则由  $A$ 、 $B$  间的界面反射,反射系数为  $r$ 。换能器接收的回波电压  $V_R$  表示为:

$$V_R = K r V_I \quad (1)$$

式中  $V_I$  为激发换能器的激励电压,  $K$  为换能器系统的一个响应比例常数,  $r$  的表示式为:

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2)$$

下面考虑介质  $A$ 、 $B$  的两种不同情况。当  $A$  为水,  $B$  为空气时,由于  $A$ 、 $B$  界面形成全反射,故界面反射系数  $r_0 = -1$ ,将  $r_0$  代入(1)

式有:

$$V_{R_0} = K r_0 V_I = -K V_I \quad (3)$$

当  $A$  为水声阻抗为  $Z_1$ 、 $B$  为生物组织时(对应声阻抗为  $Z_T$ ),  $A$ 、 $B$  界面的反射系数为:

$$r_T = \frac{Z_T - Z_1}{Z_T + Z_1} \quad (4)$$

此时反射回波的接收电压  $V_{R_T}$  为:

$$V_{R_T} = K r_T V_I \quad (5)$$

由(3)(5)式可得到:

$$r_T = -\frac{V_{R_T}}{V_{R_0}} \quad (6)$$

(4)式可改写为

$$Z_T = Z_1 \frac{1 + r_T}{1 - r_T} \quad (7)$$

(7)、(6)两式即为测量表面声阻抗的原理公式。

根据上述原理,作者设计并实施了一种测定生物组织表面声阻抗的自动测量系统,它克服了国外学者在进行同类测量时所借助的示波器、衰减器及人为误差的影响,使得测量精度有所提高。在操作过程中,系统会自动寻找出生物组织表面声反射回波电压的最大值,经过一系列数据处理后将声阻抗等结果打印输出,操作十分方便。

## 三、系统的硬件组成

由式(6)、(7)可见,精确测定  $V_{R_0}$  及  $V_{R_T}$  是保证声阻抗测量精度的关键。根据脉冲回波信号的特点,作者采用一快速响应的峰值检测器作为  $V_{R_0}$  及  $V_{R_T}$  的检测电路,由  $A/D$  变换器及  $Z-80$  单板计算机完成采样、控制、计算。声脉冲的发射与接收采用 PANAMETRICS 的 5052UA 超声分析仪。整个系统的框图如图2所示。

图2中声脉冲的发射、接收及移位控制门部分由 5052UA 完成,其同步控制信号 SYNC 作为  $Z-80$  的同步动作信号。移位控制门的作用是将反射回波信号选出以便峰值检测器检测。换能器的频率选为 2.5MHz,在声脉冲很窄时(本系统不大于  $2\mu s$ ),可对厚度  $>3mm$  的组织进行测量。图中换能器前的有机玻璃套筒

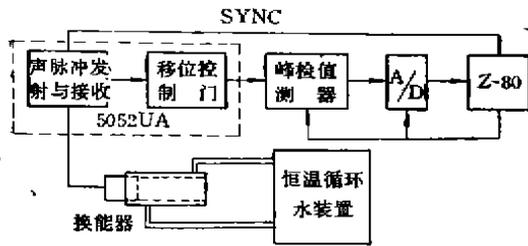


图2 系统原理框图

为容水用(长 76mm)，其作用之一是把水作为耦合介质，使被测组织位于换能器的远场以避免近场声压起伏及发射声脉冲的余振对测量带来的影响；另一作用是可通过恒温循环水装置使被测组织处在等温状态以便测量，亦可改变其温度以获得被测组织的声阻抗温度特性。

为了满足声脉冲反射回波电压的测量精度，作者采用一快速响应的峰值检测器(见图3)，可有效地对 2.5MHz 的超声信号进行峰值检测。该峰值检测器的工作原理是：先对存贮

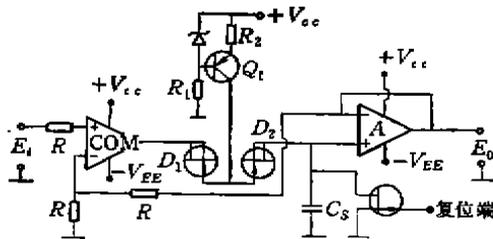


图3 峰值检测器原理图

电容  $C_s$  清“0”。当有输入  $E_i$  时，高速电压比较器  $COM$  输出“1”使  $D_1$  截止，这时恒流源  $Q_1$  通过  $D_2$  对  $C_s$  恒流充电。高阻运算放大器  $A$  实现的电压跟随器将  $C_s$  上的电压输出，并将其反馈到  $COM$  反相输入端。当  $C_s$  上的电压与  $E_i$  相等时， $COM$  输出“0”，此时  $D_1$  导通， $D_2$  截止，输出的  $E_o$  即为检测出的峰值电压。最后，检出的峰值电压经  $A/D$  转换后输入到  $Z80$  进行一系列的数据处理并将结果打印输出。

#### 四、系统的程序设计

根据上述原理及硬件设计特点，我们编制应用声学

了整个自动测量系统的程序，占用内存约 2K 字节。整个程序完成的功能是：① 系统初始化；② 控制  $A/D$  转换，完成数据采集；③ 对数据进行滤波处理并找出界面反射回波的最大峰值电压；④ 计算反射系数及表面声阻抗；⑤ 求出多组测量数据的平均声阻抗值，并对这些数值进行误差处理；⑥ 码制转换及输出打印。

完成上述功能的程序流程图见图 4。其中数据采集部分设计成三重循环结构，I 重循环次数为最终要求的界面最大反射回波电压的个数，反射系数就由它们确定；II 重循环次数为数据采集的组数；III 重循环次数为每组数据的个数。在程序起始部分采用了三个寄存器作为循环次数指针。程序中的中值滤波处理是用以滤除由偶然因素引起的波动或采样器不稳定造成的误码等形成的干扰。在计算反射系数及表面声阻抗时，为了使系统能在不同温度下对生物组织进行测量，根据(7)式，应将不同温度下水的声阻抗值  $Z$  预先存贮在计算机内。本系统设计时将  $15^{\circ}\text{C}$ — $45^{\circ}\text{C}$  水的声阻抗值存入，故可在此温度范围内对生物组织进行测量。

在系统程序的末段，通过对若干个声阻抗值求平均以滤除周期性干扰，而对不规则的连续性干扰则是通过误差处理来剔除这种干扰下的错误数据。为将二进制的运算结果输出，程序中设置了相应的码制转换程序段。程序运行结束后输出打印的结果是：温度  $T$ ，有效数据个数  $N$ ，平均声阻抗值  $Z$ ，测量的标准误差  $V A 1$  以及平均值的标准误差  $V A 2$ 。

#### 五、系统测试结果

为了检验该测量系统的可靠程度和精度，作者对声阻抗已知的几种化学物质进行了测量，表 1 列出了资料数据和测量数据的对照，可以看出测量系统所测数据与资料数据间的相对误差很小。

系统经过上述校验后，我们对一白色家兔的肝脏进行了活体和离体测量。活体测量时，将兔子麻醉后切开腹腔，先量取腹腔温度，然后

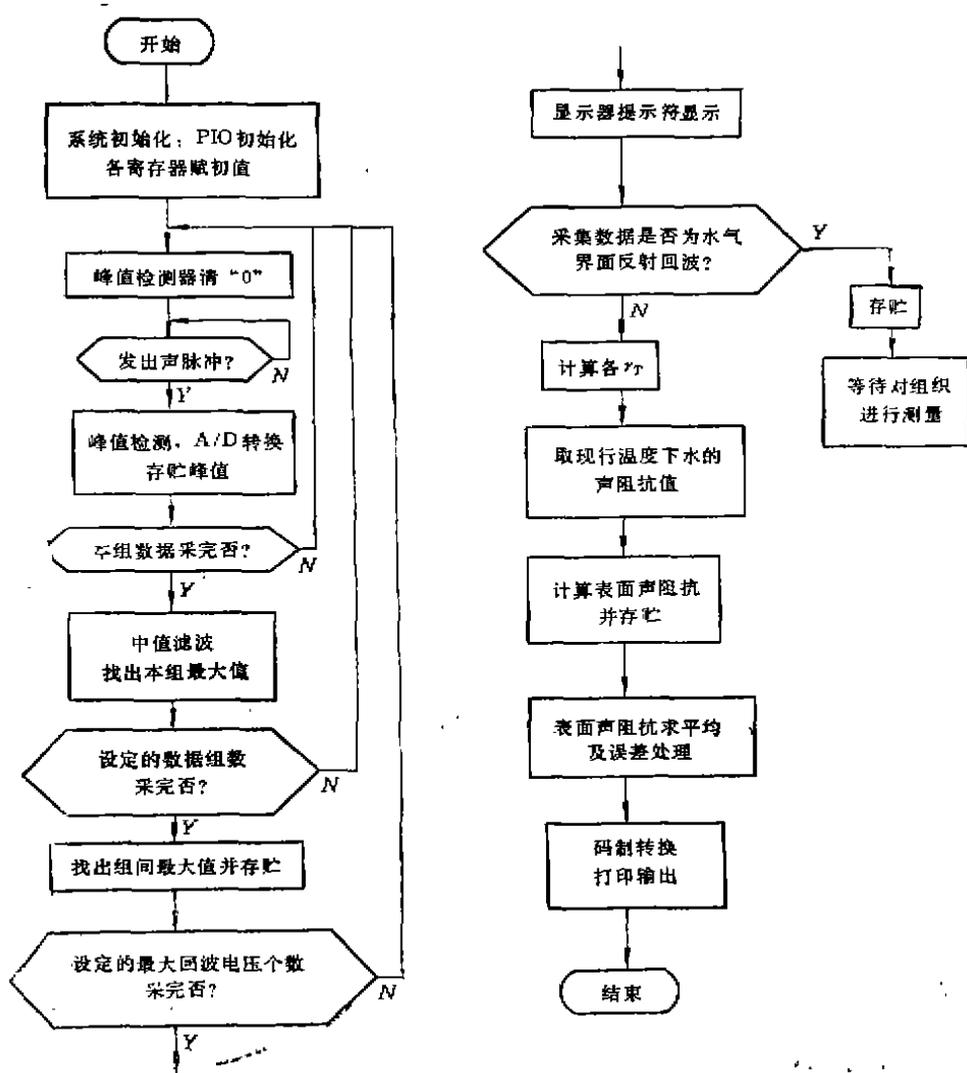


图4 程序主要流程图

表1. 几种化学物质的声阻抗值比较(被测液体为分析纯, 测量温度 20℃)

液体名称	化学式	资料数据 kg/m <sup>2</sup> s	实测数据 kg/m <sup>2</sup> s
乙醇	C <sub>2</sub> H <sub>5</sub> OH	0.9219 × 10 <sup>6</sup>	0.925 × 10 <sup>6</sup>
丁醇	C <sub>4</sub> H <sub>9</sub> OH	1.027 × 10 <sup>6</sup>	1.024 × 10 <sup>6</sup>
苯甲醇	C <sub>6</sub> H <sub>5</sub> CH <sub>2</sub> OH	1.069 × 10 <sup>6</sup>	1.065 × 10 <sup>6</sup>
苯胺	C <sub>6</sub> H <sub>5</sub> NH <sub>2</sub>	1.695 × 10 <sup>6</sup>	1.694 × 10 <sup>6</sup>
硝基苯	C <sub>6</sub> H <sub>5</sub> NO <sub>2</sub>	1.778 × 10 <sup>6</sup>	1.779 × 10 <sup>6</sup>

将系统的循环水调整到这一温度, 分别在一叶肝的两个部位进行测量, 结果见表2. 离体测

表2. 活体测量结果

部位	温度	表面声阻抗 (kg/m <sup>2</sup> s)
肝叶中部	36℃	1.539 × 10 <sup>6</sup>
肝叶尖端部	36℃	1.555 × 10 <sup>6</sup>

表3. 离体测量结果

离体时间 (h)	温度(℃)	表面声阻抗 (kg/m <sup>2</sup> s)
0	36	1.534 × 10 <sup>6</sup>
17.5	15	1.503 × 10 <sup>6</sup>
19.5	20	1.508 × 10 <sup>6</sup>
20	30	1.533 × 10 <sup>6</sup>
21	36	1.540 × 10 <sup>6</sup>

量选用另一叶肝脏, 过程是: 将取出的肝脏保

存在盛水的容器桶内以避免其水份损失,过一定的时间在不同温度下进行测量,结果见表3。

有关兔肝表面声阻抗随时间、温度等的变化关系有待进一步的测量研究。

## 六、结 语

作者研制了一种生物组织表面声阻抗的自动测量系统,该系统根据脉冲法原理,采用峰值检测器对界面回波信号进行检测,由Z80单板计算机实现系统控制和数据处理功能。通过测试表明:生物组织表面声阻抗可以通过脉冲法进行测量,由界面反射的声脉冲电信号可采用峰值检测器进行检测,但峰值检测器的响应时间会对换能器的频率有所限制,故要求测量换能器的频率应与峰值检测器的响应时间相适

应;文中所述系统可用于对活体、离体组织的检测,若改变相应程序及耦合介质层,还可实现对其它材料的测量;影响系统测量精度的关键是峰值检测器、A/D转换器以及换能器的非线性,由于本工作尚属初步阶段,对提高整个系统的测量精度有待进一步的研究。

## 参 考 文 献

- [1] Zhang Ruoxin, Ma Yuying and Shang Zhiyuan, Technical Proc. Third Western Pacific Regional Acoustic Conference, 2(1988), 953—956.
- [2] S. Leeman, *Acoustical Imaging*, 8(1980), 517—525.
- [3] F. Lizzi et al., *Ultrasonics*, March (1976), 77—80.
- [4] 冯若,声学进展, 2-4(1983), 28—31.
- [5] I. Ogura et al., *Ultrasound in Medicine*, 4(1978), 535—543.

# 一种混合型 PVDF 水听器

黄 建 南

(七 二 一 厂)

1989年11月6日收到

本文研制的PVDF水听器是一种混合型水听器,它具有许多特点。文中介绍了水听器的结构、原理和计算方法。实验表明:研制水听器的灵敏度,其实测值与理论值基本相符。

## 一、引 言

“聚偏氟乙烯”(PVDF)是一种较新型的压电材料。近年来,国内外学者对这种材料及其应用进行了广泛的研究。PVDF与锆钛酸铅

压电陶瓷(PZT)相比,具有密度小、质地柔韧、耐冲击性好、压电常数 $g_{31}$ 高,横向耦合系数小、声阻抗与水匹配等优点,因此可以制成各种形状的轻型水听器。

国外资料介绍的PVDF水听器,其类型有:弯曲圆盘型、柔性管型、圆柱型、流体静力

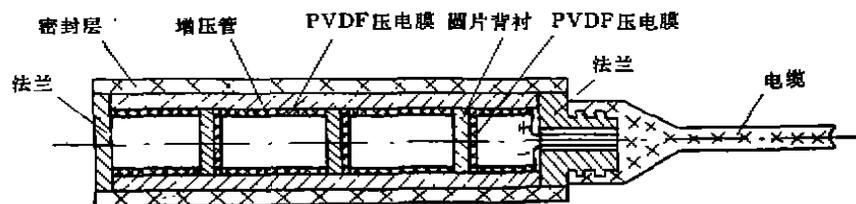


图1 混合型PVDF水听器示意图