

PVDF 超声探头的特性和电学匹配

祁文康 白净 杨福生 张志勇 王琳

(清华大学电机系生物医学工程专业)

1990年10月18日收到

本文着重介绍了一种新的超声探头——PVDF (Polyvinylidene-Fluoride) 探头的特性和等效电路,并研究了如何将这类探头与发射和接收电路进行匹配方可获得高分辨率。

一、引言

超声波因其无创性而使超声成像倍受人们重视,在临床上,已将超声成像用于眼睛及皮肤等具有细微分层结构的器官的诊疗中。但是,由于这些组织结构精细,如皮肤的真皮和表皮的厚度约为1mm和0.1mm^[1],欲分辨这些细微结构,目前的一些超声仪器的纵向分辨率是远远不够的。因此,提高超声诊断仪器的分辨率是超声成像的发展目标之一。

超声仪器的纵向分辨率

$$\delta = \frac{1}{2} N\lambda^{[2]},$$

N 为超声脉冲群的波数, λ 为超声波的波长。因此,欲提高超声成像系统的纵向分辨率,就必须使系统具有两个特点:(1)超声波脉冲的波长较小;(2)发射出的超声波脉冲群的波数 N 较小。

在一般的超声仪器中,超声探头均采用陶瓷探头。陶瓷材料因其声学特性与水差别较大,故使得陶瓷探头的频带较窄。而由聚合材料(PVDF材料)制成的超声探头,即具有较高的中心频率,同时又具备较宽的工作频带。本文针对英国 Cogent Inspection 公司生产的 IFS500 型 PVDF 探头,对其特性及电学匹配进行了一些探索。

二、PVDF 探头的特性

与一般陶瓷探头相比,PVDF 探头主要有

两大特点:(1)频带较宽;(2)灵敏度较低。

为了探讨这些特性与探头构造及其物理参量间的关系,参考 M. D. Sherar 等人的工作^[3],我们用 KLM 网络对高频探头进行等效。经过简化处理,可得高频探头的等效电路如图1所示。图中 R_{dc} 为介电损失电阻, R_{rad} 为探头辐射等效电阻, C 为探头的电容。

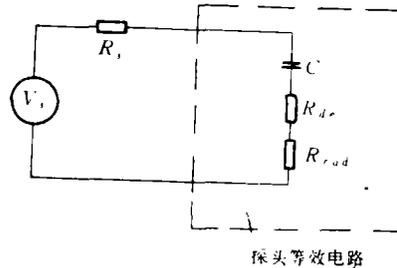


图1 信号源 V_s 加在探头上的等效电路

由于 PZT 材料的介电常数 ϵ 比 PVDF 材料的介电常数要大两个数量级,因而,PVDF 探头的容抗 X 要比陶瓷探头的容抗大一百倍左右。由图1中的等效电路可知,对于 PVDF 探头,由于其容抗远大于 R_{dc} 和 R_{rad} ,则近似有下式成立:

$$i \approx \frac{V_s}{R_s - jX} \quad (1)$$

因而,消耗在 R_{rad} 上的功率 P_L 可由下式计算:

$$P_L = \frac{V_s^2}{R_s^2 + X^2} R_{rad} \quad (2)$$

因为 $X \gg R_{rad}$,所以,对于 PVDF 探头来说,

信号源 V ，所提供的能量中仅有一小部分转换为声能辐射出去，故其能量利用率较低，也就是说，PVDF 这类探头的发射灵敏度较低。相反，对于陶瓷探头，它的介电常数很大，故 $R_{rad} \gg X$ ，从而使得信号源 V 的能量有较大部分被 R_{rad} 所吸收，亦即使陶瓷探头的发射灵敏度较高。同时，由 KLM 等效电路亦说明探头面积的大小对 PVDF 一类探头的灵敏度影响较大。

关于探头频带与换能片材料特性的关系，可参考 Matthew O' Donnell 等人的工作^[4]加以说明。他们认为一个探头的机械品质因数与电路品质因数相等，且电路的振荡中心频率等于声振荡中心频率时，才能使探头的频带最宽及获得最高灵敏度。欲使两者的中心频率和频带相等，则需满足下面等式：

$$Z_F + Z_B = \sqrt{2} k_T Z_0 \quad (3)$$

上式中， Z_F 和 Z_B 分别表示换能片前后两个表面相接介质的阻抗， Z_0 为换能片材料的声阻抗， k_T 为换能片材料的机电耦合系数。

对陶瓷探头而言，其换能片的声阻抗 Z_0 和机电耦合系数 k_T 都很大，而换能片的前表面相接介质一般为水一类的耦合剂，其后表面相接介质一般为环氧塑酯。因此，对于陶瓷探头有关系式

$$Z_F + Z_B \ll \sqrt{2} k_T Z_0$$

成立，所以，陶瓷探头的频带一般较窄。

对 PVDF 探头来说，因为其换能片的声阻抗 Z_0 与其前后表面相接介质的阻抗的量级相当，因而使得公式 (3) 所示的匹配条件较易得到满足，从而使 PVDF 探头的频带可以做得很宽。

三、PVDF 探头的电学匹配

由前面所述可知，做为 PVDF 一类超声探头，由于其材料的固有特性，可以使探头本身具有较宽的频带。但是，当应用该探头于实际系统中时，要真正实现其频带宽度还有赖于对探头与发射和接收电路之间进行匹配的好坏程

度。

超声探头的电学匹配有三种方式^[3,4]，即串联谐振方式、并联谐振方式及网络匹配方式。如用串联谐振方式进行匹配，则当电路的等效电感与探头等效电容满足 $\omega_0^2 = LC$ 时产生谐振。其中 L 表示电路的电感， C 表示探头的电容， ω_0 表示谐振的中心频率。经过实践，我们发现这种匹配方式的缺点为：易使探头的频带向低频方向下移。根据文献报道^[4]，R. Coates 和 R. F. Mathams 等人曾采用网络匹配方式对探头进行匹配。这种方法的缺点是：当采用此方法时，需精确地知道探头的辐射等效电阻 R_{rad} ，方能进行较好的匹配。在本文中，我们将采用并联谐振方式对 PVDF 探头进行匹配。实践表明，并联谐振电路匹配方式可保持探头的宽频带特性。具体做法如下：

为了弥补 PVDF 探头的灵敏度不高的缺点，我们采用了图 2 所示的发射电路。这种电路向探头传递的能量较多。

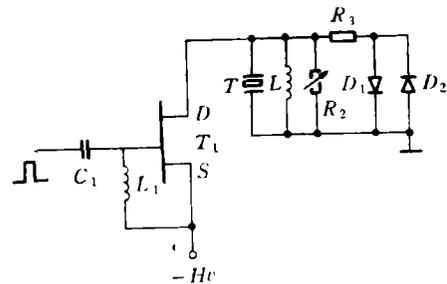


图 2 超声波发射和接收电路

当发射脉冲到来时， T_1 导通，此时 T_1 的 D 和 S 之间相当于一个小电阻 R_{ds} ($R_{ds} < 1\Omega$)。在电路设计中，取 $R_1 \gg R_2$ (为提高接收效率)。这时，图 2 中的电路可以等效成图 3 中的电路，且流过电感 L 中的电流可近似由下式表示：

$$i_L(t) = \frac{V}{L} t \quad (4)$$

此式在 $t \ll 1$ 时成立。设发射脉冲的长度为 t_0 ，则当发射脉冲结束后，电感 L 中的储能为：

$$E_L = \frac{1}{2} \frac{V^2}{L} t_0^2 \quad (5)$$

此时,存在电容中的能量可忽略不计。

当发射脉冲结束后,场效应管截止,这时,图2中的电路可以等效成图4中所示的电路形式。图中 $R_1 = R_{dc} + R_{rad}$ 。对于 PVDF 探头有 $R_{rad} \ll R_{dc}$, 所以,尽管 R_{rad} 与频率相关, R_1 仍可近似看成一与频率无关的常量。

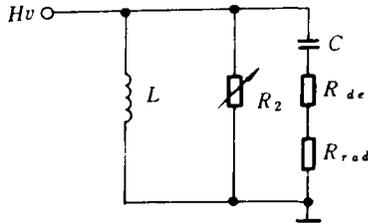


图3 功率开关管导通时发射和接收电路的等效电路

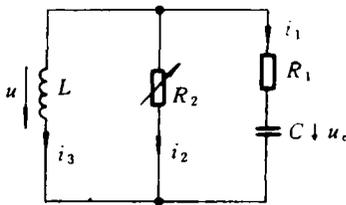


图4 探头匹配回路

由图4可见,当发射脉冲过后,电路可等效为一个二阶零输入响应电路,该电路的振荡频率和衰减系数 α 可由下式表示:

$$\omega = \frac{\sqrt{4LC \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) - \left(R_1C + \frac{R_1}{R_2}\right)^2}}{2LC \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)} \quad (6)$$

$$\alpha = \frac{R_1C + \frac{L}{R_2}}{2LC \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)} \quad (7)$$

上式中, R_1 和 C 为探头的固有参量, L 和 R_2 为外接元件。所谓匹配,也就是设法调整外接电路的 L 和 R_2 , 使得谐振频率 ω 与探头固有的声振荡中心频率一致,并使两者具有相同的频带。

为了进行匹配,首先要估算出 R_1 和 C 的大小,为此,如图5所示,先将 R_2 断开,并取 $L = L_1$, 则由(6)式有:

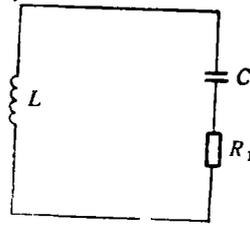


图5 R_2 不接时,探头的匹配回路

$$\omega_1 = \frac{\sqrt{4L_1C - R_1^2C^2}}{2L_1C} \quad (8)$$

再取 $L = L_2$, 则由(6)式有:

$$\omega_2 = \frac{\sqrt{4L_2C - R_1^2C^2}}{2L_2C} \quad (9)$$

合并(8)式和(9)式可得:

$$C = \frac{L_1 - L_2}{\omega_1^2 L_1^2 - \omega_2^2 L_2^2} \quad (10)$$

$$R_1 = \frac{2}{C} \sqrt{L_1C - \omega_1^2 L_1^2 C^2} \quad (11)$$

可见,测定了 ω_1 和 ω_2 , 就可求得 C 和 R_1 的数值。确定了 R_1 和 C 的值后,仍不接 R_2 , 并将 $\omega = \omega_0$ (即探头的振荡频率)代入(6)式,即可解得 L 。然后再将 R_1, C, L, ω_0 代入(6)式,就可求得 R_2 的量级。

接上 R_2 的目的是为了拓宽电路的频带,但 R_2 越小,则会使电路的中心频率随着下降,且

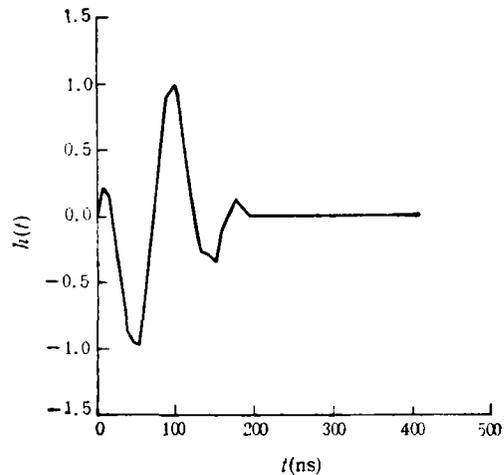


图6 探头的冲激响应

同时使电路的灵敏度下降。因此, R_2 的选择要在上述三方面进行权衡。

采用并联谐振的方法,我们对英国 Cogent Inspection 公司生产的 IFS 500 型 PVDF 探头进行了电路匹配,所得系统的冲激响应如图 6 所示,系统的传递函数如图 7 所示。经过匹配后所获得的探头中心频率为 12MHz, 频带宽度为 10MHz。

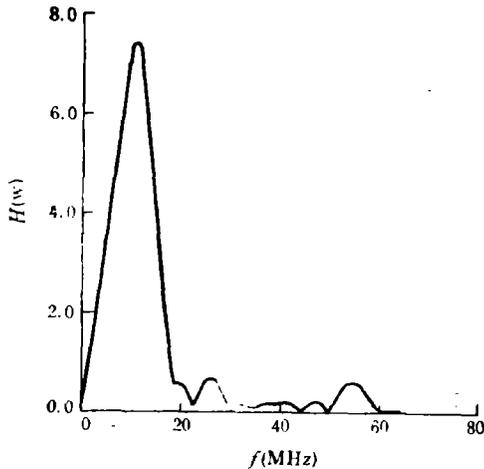


图 7 探头的频率响应

我们采用这一 IFS500 型 PVDF 探头与我们的发射与接收匹配电路一起组成了一个高频声阻抗成像系统,结合我们建立的声阻抗重建算法^[1],使系统的分辨率达 $66\mu\text{m}$ 。这样高的纵向分辨率已基本达到眼科及皮肤科应用的要求。当然,要真正用于临床,还需进一步完善。

本文工作得到清华大学诸国帧教授和科学院声学所牛凤歧老师的指导和帮助,在此表示衷心谢意。

本文工作是在国家自然科学基金资助下完成的。

参 考 文 献

- [1] James E. Crouch, Functional Human Anatomy, Lea & Febiger, Philadelphia, 1985, 74—84. ;
- [2] Douglas A. Christensen, Ultrasonic Bioinstrumentation, John Wiley and Sons, New York, 1988, 69—118.
- [3] Sherar M. D. and Foster F. S., Ultrasonic Imaging, 11 (1989), 75—94.
- [4] M. O' Donnell, Busse L. J. and Miller J. G., Methods of Experimental physics, Vol. 19, Academic press, New York, 1981, 30—62.
- [5] Bai J. and Qi W., Proc. of 12th Ann. Conf. of IEEE/EMBS, 1 (1990), 283—285.
- [6] Coates R. and Mathams R. F., Ultrasonics, 23 (1988) 59—64.

超声设备输出变压器的研究

任金莲 王志刚 牛勇

陕西师大应用声学研究所

1990年11月5日收到

本文论述我们在研制 250W 超声设备过程中,对输出变压器的性能,磁芯材料的选择及防止瞬态磁饱和等方面的研究和探讨。

一、引 言

超声设备输出变压器是超声源的关键部件,它不象电源变压器那样只考虑本身的效率、发热等,也不象脉冲变压器那样只要不失真地

传递原边的脉冲波形。输出变压器的主要作用是电压变换、功率传递和实现输入与输出间的隔离以及阻抗匹配等。它性能的优劣就不只涉及本身的效率、发热等,还将左右整个设备的技术性能,甚至会影响功放管的寿命。本文介绍我们在研制 250W 超声波打孔机过程中,对输出