一九七九年

科学论文
科技成果选编

（超声学专辑）

陕西师范大学

1980年12月

China 需要全本请访问 www.ertongbook.com

目　　录

医学超声

从超声角度看医学超声工程……赵恒元　马玉英（1—1）
超声探头介绍……陈启敏（2—1）
超声医学发展概况……陈启敏（3—1）
医用相控阵超声换能器的初步研究……医学超声研究室（4—1）
相控阵换能器旁瓣压缩实验初步分析……陈启敏　刘淑燕（5—1）
电子扇形扫描超声波断层装置的试验发射装置……张生杰　梁昭燕（6—1）
用光衍射法对医用超声换能器声场显示及其研究……尚志远　宋宏印　张承全（7—1）

测量技术

功率换能器实用状态下电声效率测量的初步研究……董彦武（8—1）
医用换能器接收电压灵敏度的测量……梁昭燕（9—1）

基础理论研究

阶梯声透镜的试验研究……张福成　郭孝武（10—1）
球面声透镜的试验研究……郭孝武　张福成（11—1）
超声空化……董胜林（12—1）

功率超声

功率超声的进展……赵恒元（13—1）
小功率高频超声照射小麦育种材料效应的初步观察……袁畹兰（14—1）
超声清洗（摘要）……程存弟（15—1）

从超声角度看医学超声工程

赵恒元　马玉英

医学超声工程是生物医学工程的一部分。超声是机械波，具有物质的属性。人体也是物质。当超声遇到人体时，两种物质即发生相互作用。

结合医学实际，如果研究、利用和增强人体对超声的作用而减少或降低超声对人体的作用，则形成超声诊断学；反之，形成超声治疗学。

下面仅就从超声角度来看超声与医学等方面的关系：

1、超声诊断：

频率、振幅、位相、速度、声压、声强、……等表征超声的参量，超声遇到人体，发生反射、吸收和透射。诊断主要是利用反射波（回波）。这种反射波的参量变化，取决于体内某些组织对它的作用，诊断中既不能致伤正常组织，也不允许破坏病变组织，即要求增强人体对超声的作用而降低超声对人体的作用。因此超声诊断选用：

①适当高的频率——束性好，分辨力高（国外1—10MC，国内1.25—5MC）。

②小功率、小讯号——线性波（一般在耗瓦级，例如2.5mW。

③脉冲波（数微秒）。

科学研究和技术，为了适应客观需要总是不断地向前发展。超声诊断从点、线开始向面、体发展（1维到3维）；从定性到定量；从观察静态到动态，力求灵敏度高，直观，逼真，实时，这就必需结合光学、电子、机械……等工程技术，因而逐步形成医学超声工程学。例如超声成象。

①穿透或成象——40年代曾出现；最近又有发展，分辨力高（1mm孔径）。

②声扫描成象[1][2][3][4]。

单头机械式、单头扇形式、旋转扇形式、多元线阵式、相控阵式、C形扫描式、多频率断层式，声全息成象，多普勒成象。

为了提高分辨力和图象清晰度，引入电子计算技术进行讯号控制与信息处理及灰阶调制，彩色显示。

除诊断人体内部病变外，对于烧伤已研制可在数秒内诊断烧伤范围的超声装置

China

〔5〕，指出烧伤的深度和范围，分辨力0.1—0.2mm。

医学超声和其它学科一样，学科间越来越需要互相渗透，互相促进。超声诊断就是借助工业超声探伤发展起来的。去年国外报导，一组两维断层超声象，利用蝇眼透镜装置（2809透镜组）可以产生三维立体图象。〔6〕较超声全息简单，放二根细钢棒，成象后可以左、右、前、后，上边、中心各种角度来观察。目下只是从实验室研究初步观察到的，但将来发展，必将在工业探伤与医学诊断中应用。

2、超声治疗：

从超声角度看，主要是增强超声对人体的作用，即超声遇到病变组织，能够改变或破坏它，从而达到治疗的目的。

超声对人体的作用，主要有四：

①空化效应——微骇波破坏病变组织；

②机械效应——位移、速度、加速度、声强等引起机体内某些部分的振动(刺激)，起到按摩作用；

③热效应——部分超声为人体吸收导致局部温度上升，与机械效应结合，界面磨擦，起到按摩效果，促进新陈代谢；

④化学效应——导致PH变化。

产生以上四种效应的超声波，需要较大的功率（0.5、1、2、3、4 W/Cm^2，采用聚焦可达到千瓦级/厘米^2），而频率则较低。

声波在医学中除主要用于诊断与治疗外，还有助听器，助盲器，人工喉、人工耳，增强药物疗效（雾化、透入〔7〕）粉碎细胞，消毒，清洗医疗器械等。

3、医学超声工程的展望：

医学超声的应用和设备增长也很快，例如欧州，据统计推算〔8〕每年递增13.7%，1976年3260万美元，1980年将达到8020万美元。

对于医学超声的科研，从设备、生产、使用等方而，最近几年发展很快。〔9〕〔10〕〔11〕〔12〕诊断设备已由第一代往第二代过渡；治疗方面国外有些进展，面国内则进展较快。

4、对今后工作的建议：

①洋为中用，尽快使医学超声工程现代化，同时结合我国实际，研制适用于广大农村（例如公社医院）的诊断与治疗设备。

②中西医药结合中，利用超声技术创造新医学、新药学。例如超声穴位治疗〔7〕。超声处理中草药种子〔13〕等。

③加强基础研究：

现在就开展基础研究工作的两个主要方面提出一些个人不成熟的看法，供同志们参考。

1、超声的传播与效应〔14〕〔15〕

超声在人体组织中的传播特性（传播速度，反射，透射，散射，干涉，衍射，吸收……）。例如纵波传播速度一般的已有数据，如下表：

物　　质	传播速度（米／秒）	物　　质	速　　度（米／秒）
水	1；410	人体软组织	1，540
海水（30℃）	1，545	血　　液	1，570
脑　组　织	1，540	颅　　骨	3，360
脂　　肪	1，476	角　　膜	1，550
肌　　肉	1，590	水　晶　体	1，641
肝　　脏	1，550	玻　璃　体	1，532
肾　　脏	1，560		

所列数值是平均值，例如水在实用上又以近似值1500米/秒来设计计算。许多文献中报导的数值常不一致，这是因为著者测定速度时条件（温度、频率、声强）和方法的不同而导致的，我们应当从文献中的大量数据加以总合，分析找出其某些规律性；同时对离体与活体，儿童与老年人，紧张与松弛，正常组织与病变组织等的区别所引起的速度差异，结合我国人体组织实际，改进或探讨新的测定方法，整理出我们自己的数据。

又例如超声在生物组织中的吸收。一般用

$Ix = Io e^{-2\alpha x}$ 来表示。

式中Io为最初的声强经过x距离后，由于吸收衰减；声强变为Ix。α为吸收系数。L为自然对数底数。α的数值如下表：

组织器管	吸收系数α（分贝／厘米）	超声频率f（兆　周）
血　浆	0.34	1.7
血　液	0.4	2.0
	1.0	4.0
	2.0	7.0
	3.0	10.0
肌　肉	0.90	0.8
脑	0.22	1.0
	0.3	2.25
肝	1.3	1.0
	2.0	3.0
脂　肪	0.44	0.8
	0.76	1.7
头盖骨	15	1.2
	46	2.25

表中一般α与f^2成线性关系，但是随着医疗的需要，频率不断提高，则α与f^2即不一定成线性比例。象新鲜头盖骨f在3.5兆赫以上，幂次方可下降。儿童、成年、老年又各有不同。

另外超声对生物组织的效应研究得很不够。

比较全面地得到超声在生物组织方面的基本数据，则可能探索新的应用与其理论根据。例如体内超声局部升温治癌。

2、超声仪器设备的基本研究：

主要分三部分：

（1）电脉冲发生器；（2）换能器与换能材料；（3）显示仪表。

对于电发生器，从电子管、晶体管现在已发展到集成化。例如荷兰去年展出的线阵实时显象仪；仪重1.4公斤。我国主要现处于晶体管阶段。因此关于超声设备所用的现代基本电路的工作原理与新型电路的设计，测试，标准化等需要深入研究。

对于医用换能材料与换能器在我国更是薄弱环节，最初是借用工业探伤用的换能器，现在已远远不能满足医疗要求。超声设备的性能如何；很大程度上要看换能器的效

China 需要全本请访问 www.ertongbook.com

能。

从临床需要出发，为要探测深部组织的病变，分清声阻抗差异较小的软组织和强烈吸收声波的骨骼等组织，因而要求换能器有高的灵敏度；为要显示不同深度上的细小组织，要求换能器有高的厚度分辨力，即要求换能器能收发更窄的超声脉冲；为要显示同一深度上相邻的各细小组织，对换能器要求有高的横向分辨力。这些问题解决的根本途径是系统深入的研究各种医用换能器。从等效电路、阻抗分析、频率特性，指向性，辐射功率，灵敏度，暂态特性，互耦影响等方面来分析测试，同时探讨制作工艺，如背衬材料等最后得出有关参数，这样才能进行质量管理。

为了研制质量较高的换能器，如一致性，重复性，稳定性和灵敏度高、分辨力高，自然还需研究换能材料，除2元系，3元系，4元系及填加杂质的PZT晶片外，国外新的苗头，高分子压电材料，例如聚偏氟乙烯等〔16〕，也需加以探索。结合我国实际对压电材料的新工艺，新材料及参数测试进行深入研究，整理出我国的技术参数。

第三，对于显示仪表也需要深入研究，如数字化，人体内部微弱信息的提取，用电子计算机进行图象分析，数据处理与控制等。

上述只就主要的两个方面予以论述。还有如医用超声仪器的标准化，计量方法，现代超声计量仪器，超声安全剂量等问题，以及利用超声技术中西医结合创造我国的新医学、新药学也有很多的基础研究。

参 考 文 献

1. D.White, ultrasound in Medicienc 1, (1976), 463
2. R.W.b, stephens, Acoustics and vibration progress, 1, (1976), 46
3. 国外超声全息技术及应用，上海科技情报所，(1978)，21
4. D. White R.E.Brown, ultrasound in Mediciene, 3B (1977)
5. M.R.Traska, Modern Health Care 8, (1977), 46
6. M.ueda H. Nakayama, ultrasonics, 3 (1979), 128
7. 郭志英：陕西医疗资料，1 (1979)，32。
8. Frost Sullivan, Radiologic Technology, 49, (1977), 95
9. S.Sciuy, et, al, ultrasonic International, (1979) (31),
10. 周永昌：从第四届超声医学联合会议（1979）看超声诊断的发展趋向，全国生物和医学工程学术会议资料，1979。
11. 邹贤华：国内外超声治疗的进展，全国生物和医学工程学术会议资料，1979
12. 徐智章，近年来国外超声医学工程的进展，全国生物和医学工程学术会议资料，1979
13. 秦官属，生物化学与生物物理进展1，(1976)，1

14. 郭万学等，超声诊断学，科学出版社（1978），33
15. 冯若，生物媒质中的超声性质，全国生物和医学工程学术会议资料，1979，
16. 陈俊彦：高分子电压材料及其在声学上的应用，第二届全国声学学术会议论文摘要，（1979），218

China

陕西师大 （超声学专辑） 1979年

超声探头介绍（提纲）

陈 启 敏

超声探头，即超声换能器，是超声设备中的关键部件，它担负着把电能转变为声能，并把声能转变为电能的作用。一台超声设备性能如何，在很大程度上，要看换能器性能如何。

医用超声换能器，一般采用压电式的，下面仅就压电换能器作一简单介绍：

一、压电原理：

1、压电效应：

某些材料、如石英、钛酸钡、锆钛铅等，在外力作用下，其内部会产生电场。反过来，给它施加以电场，它的体积会发生形变。这种现象称为压电效应，前一种称为正向压电效应；后一种称为逆向压电效应。具有这种现象的材料，称为压电材料。

压电材料分两大类：以石英为代表的是单晶体压电晶体，以钛酸钡、锆钛铅为代表的是多晶体的压电陶瓷。石英晶体，由于价钱昂贵，目前用的较少。现在一般采用较多的是锆钛铅，铌酸锂，铌镁酸铅等。

2、压电材料的性能参数：

（1）压电常数d的意义：（$d_{33}d_{31}$），

压电常数就是反映压电材料“压”与“电”之间耦合效应关系的物理量。压电常数d、电位移D、电场E、应力T、和应变L之间有如下关系：

$$d = (\frac{D}{T})E, \text{ 或 } d = (\frac{L}{E})T$$

所以，d表示在E为常数时，D与T之间的关系，或表示在T＝常数时，L与E之间的关系，即表示单位应力所产生的电位移，或单位电场所产生的形变，显然d越大越好。

d_{33}：表示Z轴方向压电常数，即纵向压电常数。

d_{31}：表示xy平面上的压电常数，即横向压电常数。

（2）机电耦合系数：k_c^2

k_c^2被定义为：当静电场作用在压电晶体上时，压电晶体所贮备通过反向压电效应

China

转换的机械能与供给压电晶体的总电能的比值，即：

$$k_c^2 = \frac{W_M(\text{压电晶体贮藏的机械能})}{W_Z(\text{电流供给压电晶体的电能})}$$

显然， k_c^2越大越好

k_{33}：表示纵向机电耦合系数，

k_{31}：表示横向机电耦合系数，

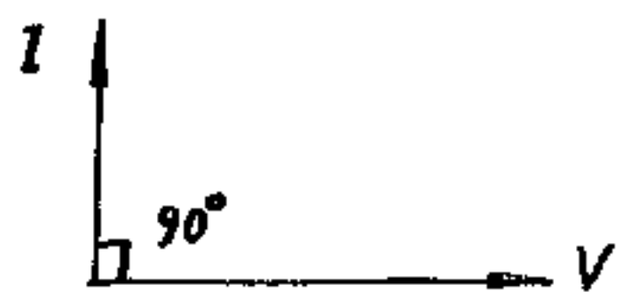
k_p：表示平面机电耦合系数，

k_t：表示厚度机电耦合系数。

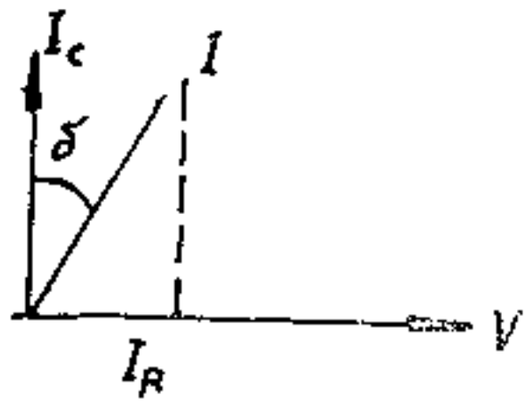
（3）介电损耗与损耗角tgδ：

压电晶体工作一段时间后，总要消耗一部分电能变为热能，通常把在交变电压作用下，在单位时间内，因发热而消耗的电能称为介电损耗。

由于有损耗存在，所以通过压电晶体的电流与晶体上电压相角就发生变化，如右图（一）



无损耗时



有损耗时

图（一）

其关系为：$tg\delta = \frac{1}{\omega C R_N}$（$R_N$：损耗电阻）

ω：角频率、C：晶体静态电容。

tgδ 它是表征介电损耗大小的一个物理量。

tgδ 大时，介电损耗就大。显然tgδ越小越好。

（4）机械品质因素Qm

Qm 表示压电材料机械损耗大小的物理量。

Qm 高时，机械损耗小，Qm低时，机械损耗大，显然，Qm越高越好。

二、压电换能器性能分析

1、压电换能器等效电路：

压电换能器是阻抗元件，它的等效电路如图（二）所示。

图中：

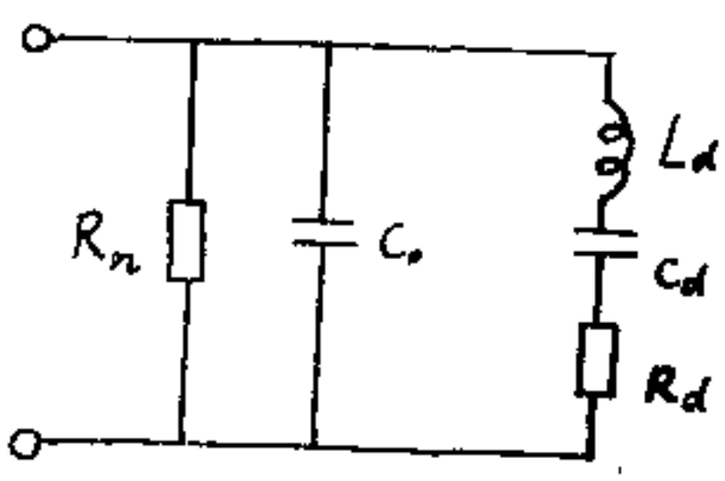
R_s：介电损耗电阻；

C_0：静态电容；

V_d：动态电感；

C_d：动态电容；

R_d：动态电阻。



压电换能器等效电路

图（二）

2、阻抗分析：

压电换能器等效电路还可以化为另一形式如图（三）。若：

$$Z_C = R_c - jx_C$$

$$Z_d = R_d + jx_d$$

China

则压电换能器总的阻抗

$Z_{总}$ 为：

$$Z_{总} = \frac{Z_c \cdot Z_d}{Z_c + Z_d} = Z_c \cdot \frac{Z_c^2}{Z_c + Z_d}$$

经过适当变换，则

$$Z_{总} = |Z_c| \, 1^{j(\beta - \frac{\pi}{2} + \frac{|Z_c|^2 \sin\varphi}{(R_c + R_d)} \, 1 \, j(2\beta - \varphi)}$$

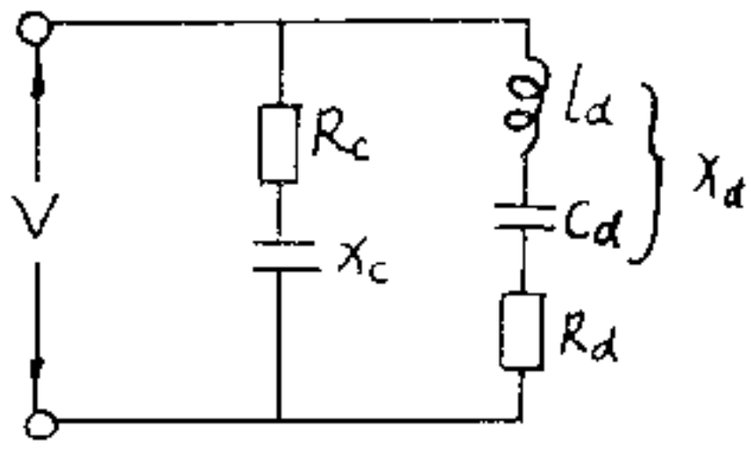
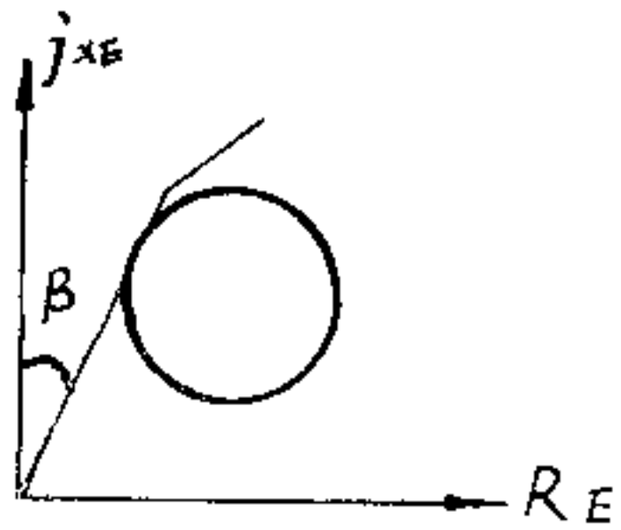


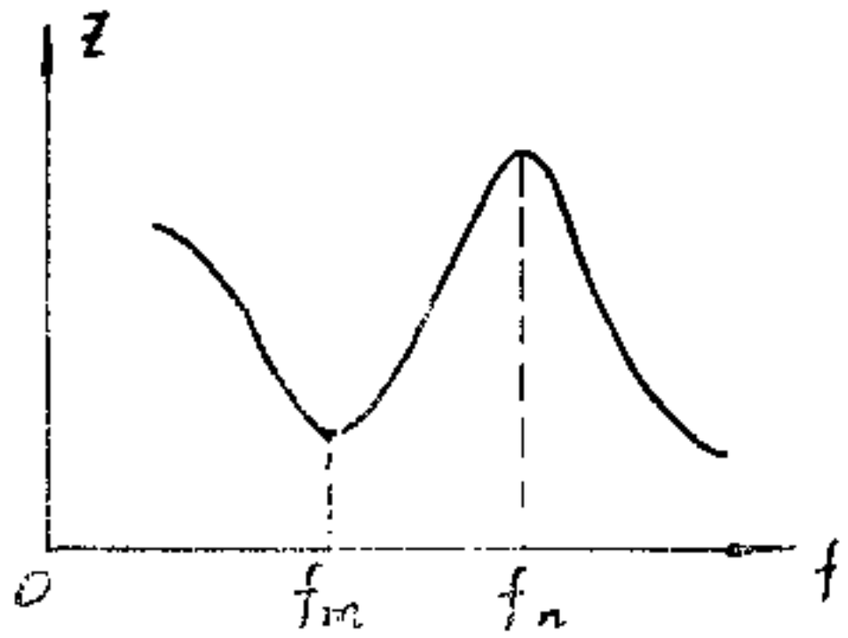
图　三

式中：第一项为静态阻抗，第二项为动态阻抗，把$Z_{总}$式展开分解成为：$Z_{总} = R_E + jX_E$

当损耗小，Q值较高时，在谐振频率附近，阻抗$Z_{总}$的轨迹是一个圆，如图（四）所示。



图（四）压电换能器阻抗元



图（五）压电振子阻抗特性

压电换能器阻抗随频率变化特性如图（五）所示，fm相当于等效电路机械串联谐振频率。fn相当于等效电路机电并联谐振频率。

3、频率特性：

讨论压电换能器，会遇到六个频率，由等效电路可知：

当R = 0时，可得到：

$$\text{最小阻抗频率 } f_m = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_d C_d}}$$

$$\text{最大阻抗频率 } f_n = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_d \frac{C_c C_d}{C_c + C_u}}}$$

由交流电理论又知，当讯号频率

$f_s = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_d C_d}}$时，LC电路出现串联谐振，$f_s$称为串联谐振频率，当讯号

$f_p = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_d \frac{C_c C_d}{C_c + C_d}}}$时，LC电路出现并联谐振，$f_p$称为并联谐振频率，可见

China 需要全本请访问 www.ertongbook.com

在R = 0 时，$f_m = f_s$，$f_n = f_p$。又根据谐振理论，压电振子在f_m附近存在一个使讯号与电流同相的频率，这个频率为压电振子的谐振频率fr（即固有频率）同样在f_n附近也存在一个使讯号电压与电流同相的频率，这个频率称为压电振子的反谐振频率f_a，这样就有 6 个频率。显然当R = 0 时，则，$f_m = f_s = f_r$

$$f_n = f_p = f_d$$

当R≠0 时，最小阻抗频率

$$f_m = \frac{1}{2\pi\sqrt{LdCd}}\left(1 + \frac{R^2Cd}{2Ld}\right)$$

最大阻抗频率

$$f_n = \frac{1}{2\pi\sqrt{LdCd}}\left[1 + \frac{Co}{2Cd} - \frac{R^2(Cd+Co}{2Ld}\right]$$

此时 $f_m \neq f_s \neq fr$

$f_n \neq fp \neq f_a$

一般对压电换能器，当Qm较大时、可近似的认为：

$f_m = f_s = fr$，　　$f_n = fp = f_a$

4、辐射功率和接收灵敏度

对1/2波长振子来说，单面辐射声功率为：

$$P_a = 2\left[\frac{d_{33}}{S_{11}S} - \frac{\eta a/m}{(pc)水}\right] \times \frac{1^{n-11}}{9} 瓦/厘米^2$$

当频率较低时，单面接收灵敏度为：

$$\eta = \frac{2\pi d_{33} s_1 t}{\varepsilon_{11} s} - \times 300伏/巴$$

若以电感调谐时，则接收灵敏度为：

$$\eta = \frac{s_1/n}{1 \pm (R_M/n^2 r)^-}$$

式中：d_{33}：压电常数。V：外加电压。

S：辐射面积　ε_{11}：介电常数。

或接收面积。S_1：柔性系数。

t：晶片厚度。$\eta a/m$：机声效率。

R_M：机械总阻抗。

r：总的损耗电阻。

n：与工作状态有关的机电转换系数。

辐射功率和接收灵敏度，实际是很复杂的，它与阻抗匹配，探头制作工艺等关系很大，通常是实验的加以决定。

5、探头辐射指向性和接收指向性，

换能器辐射声强的分布与辐射的面积的线度和声波波长比值有关。当辐射面线度比声波波长大时，辐射声强分布具有指向性，即成束状发射，而且辐射器线度越大，或

China

波长越短，指向性就越尖锐。

换能器的辐射指向性，可由下式表示，指向因数G为：

$$G = 2\frac{J_1(ka\sin\theta)}{ka\sin\theta}$$

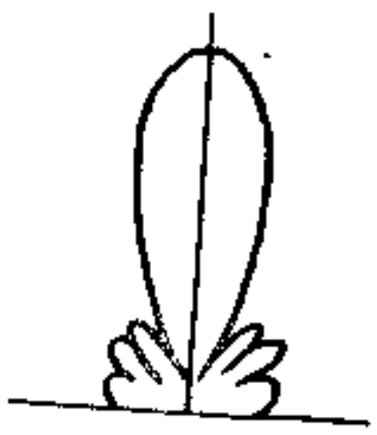
式中：$J_1(ka\sin\theta)$ 为一阶贝赛尔函数，

k：波数。a：辐射面直径。

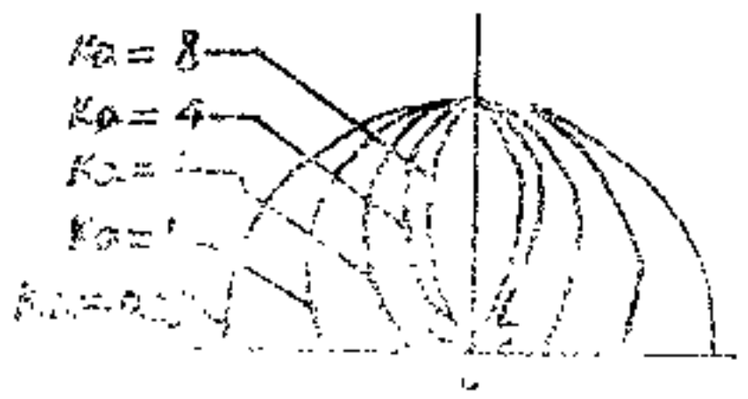
θ：为指向角。

如图（六）所示，图（七）为不同的Ka值时声强度指向分布图。

对于接收器来说，当入射波为平面波时，根据互易原理，接收器也具有同样的指向性。



图（六）圆片换能器指向图



图（七）不同ka值时换能器指向图

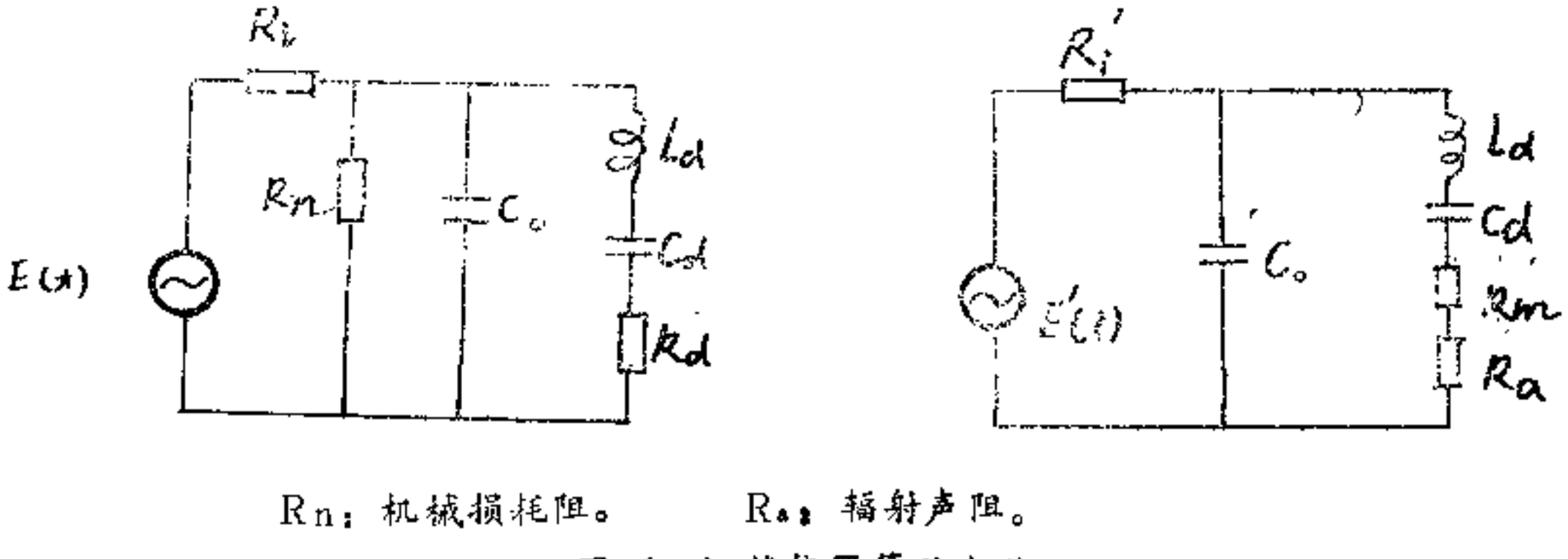
三、压电换能器暂态特性

医用超声换能器，大都工作在脉冲状态。上述的各种结果都是在稳态下得到的。用于暂态情况下的分析，显然是不合适的。

对探头暂态情况的分析是很重要的，这对改进探头性能很有帮助。

严格讲，探头暂态分析应从波动方程和压电方程出发来分析，但这十分复杂。因为换能器一但起振后就趋向于固有振动，即稳频振动，所以起振后的过程仍然可用上述等效电路来分析。

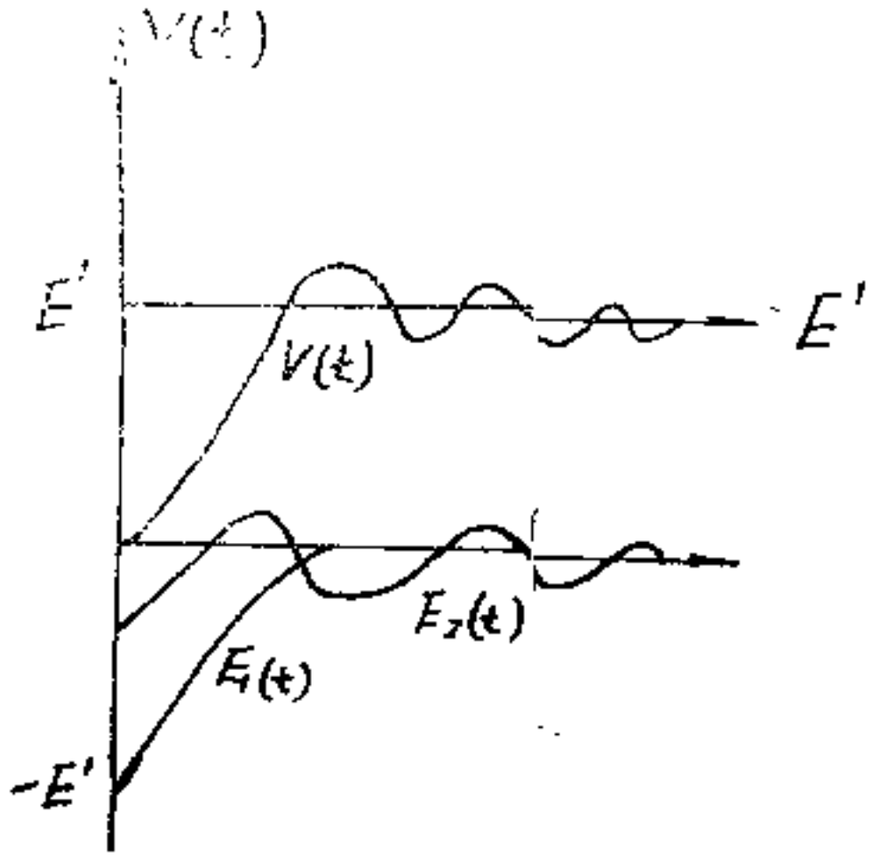
考虑到电源内阻Ri，等效电路可转换成另一形式。如图八所示



Rn：机械损耗阻。　　Ra：辐射声阻。

图（八）换能器等效电路

China

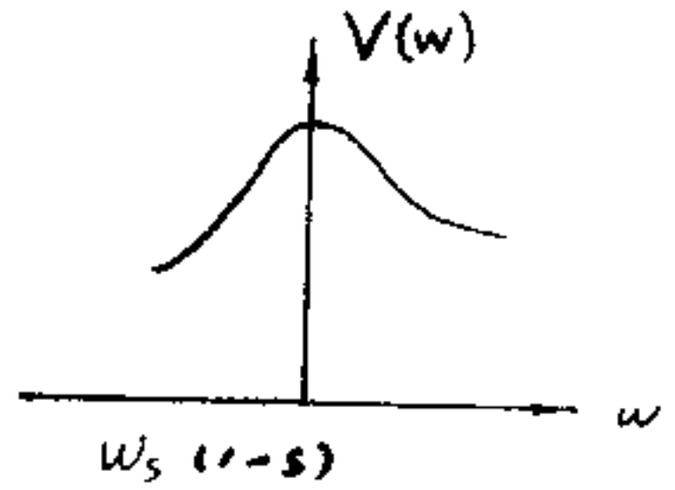


图（九）换能器两端电压波形

设把阶跃电压E(t)加于换能器上，换能器两端的电压，则为：

$$V(t) \doteq E_1(t) + E_2(t) + E'$$

两端电压波形如图（九）所示，换能器的频率响应曲线如图（十）所示。



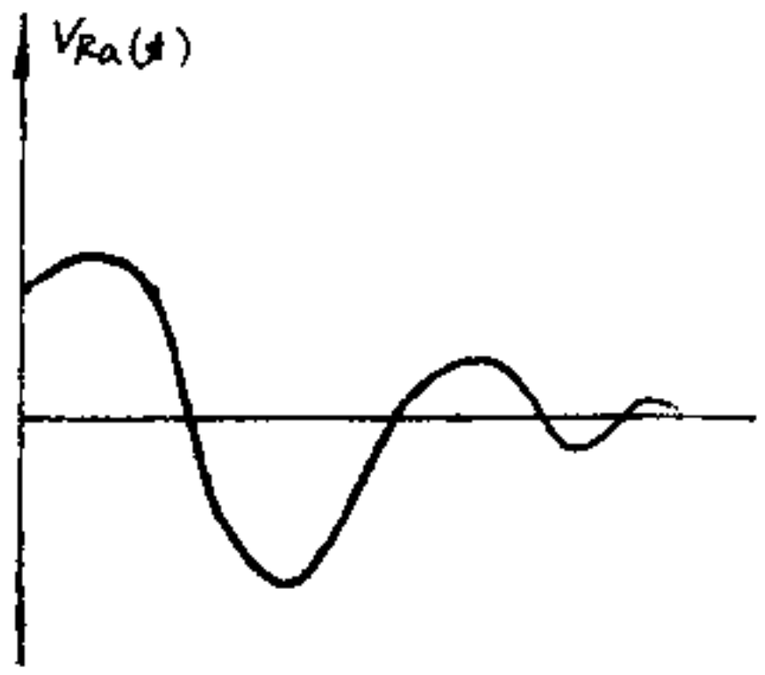
图（十）频响曲线

$V(\omega) \frown f(\omega)$。

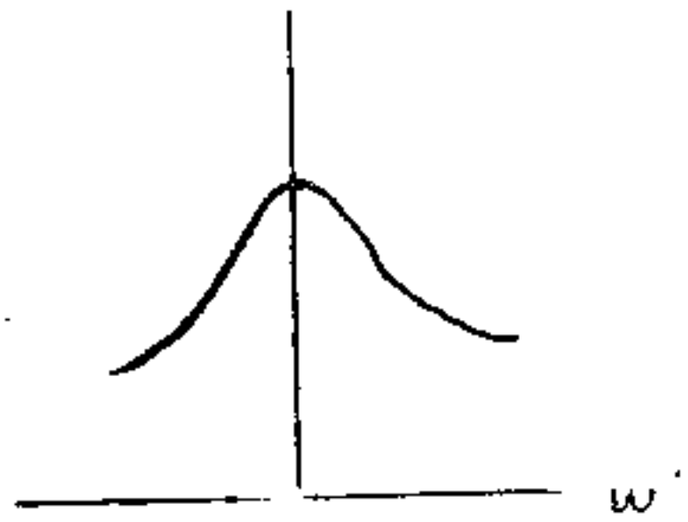
由于等效电路中包括损耗电阻R_m和辐射阻R_a，表征辐射声压对应的电压则为：

$V_{Ra}(t) = L'_{Ra}(t) + E^{z}_{Ra}(t)$

其R_a上的电压波形如图（十一）所示，R_a上的频响曲线为$V_{Ra}(\omega) = f_R(w)$如图（十二）所示。



图（十一）R_a上电压波形



Ws(1 - s)

图（十二）

由以上可看出，波形拖尾较长，这就严重影响探头性能和使用效果，加大盲区，降低分辨率。

造成这种原因主要是由于晶体本身厚向及径向余振引起的。这就要通过采取阻尼吸收及适当选材料来克服。

现在的所谓短脉冲换能器，就是采取措施，“割掉”尾巴，而提高性能的。

China

四、各种医用换能器的结构

1、探头一般结构及各部分作用：

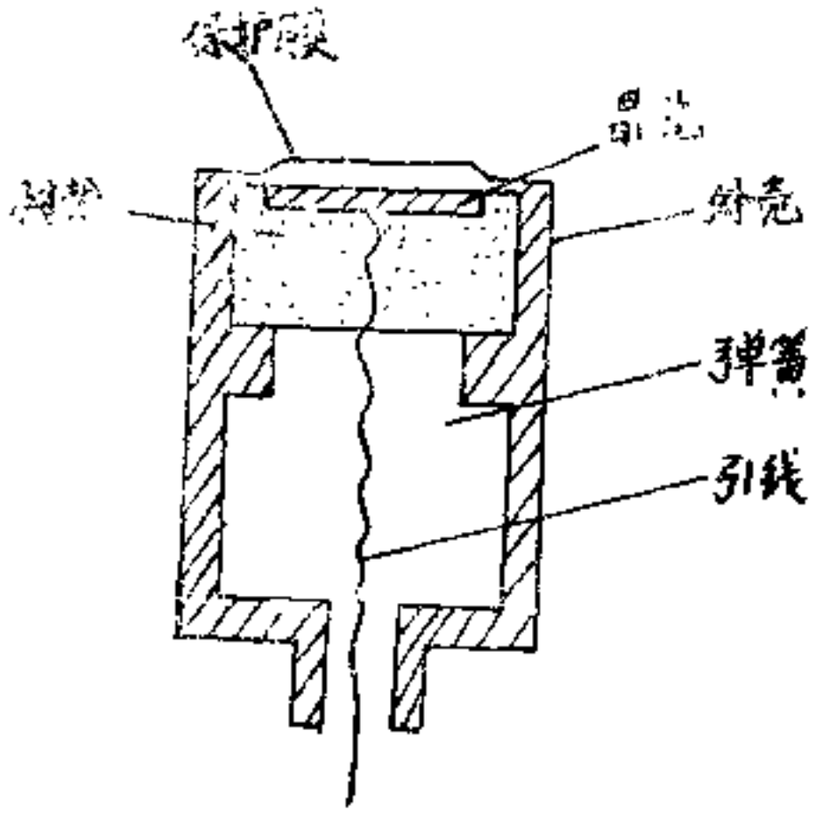
检测用探头结构形式很多，要按使用对象而定，但是基本部分，如晶片、衬垫、外壳、保护膜等都是需要的。最简单的探头如图（十七）所示。

晶片起着换能作用。

外壳起着保护、屏蔽支撑作用。

衬垫起着支撑、阻尼作用。

保护膜起着保护晶片及声匹配作用。

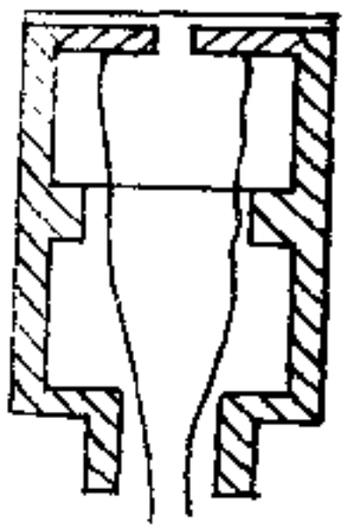


图（十五）一般探头结构

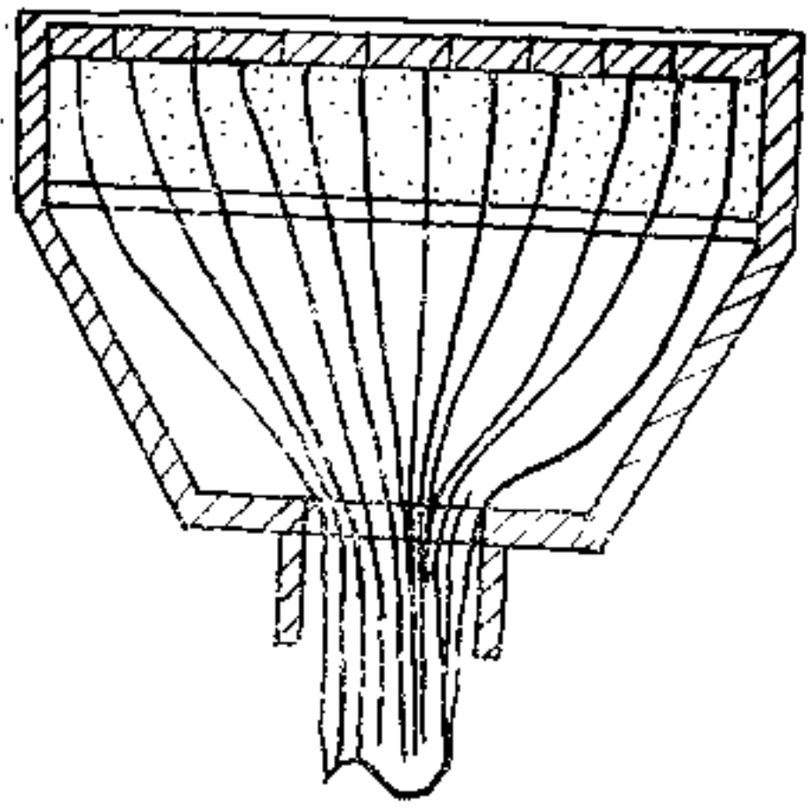
2、医用各种换能器：

（1）A型仪器及M型仪器探头结构基本相同，与图（十五）结构相同。

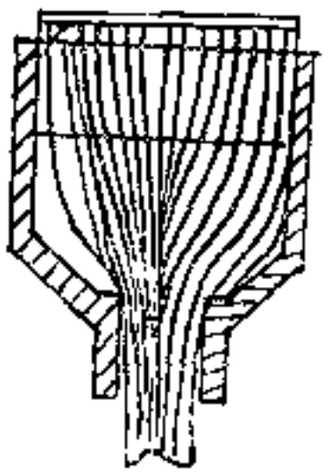
（2）多普勒诊断仪探头，是双晶体结构一个晶片发射，另一个晶片接收，如图（十六）所示。



图（十六）多普勒探头结构



图（十七）线阵切面显相仪探头



图（十八）相控阵探头示意图

（3）线性扫描切面显相仪探头，，为多个单元晶片，线阵排列，分别引线而构成。

（4）相控阵探头：

为多元微型晶片线阵排列阵列很小。

（五）治疗用探头：

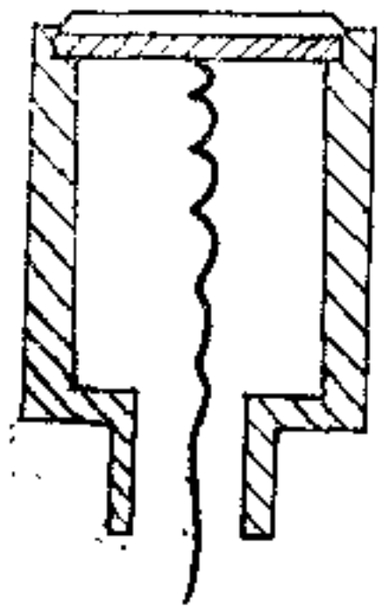
普通结构：如图（十九）所示。

3、几种新型探头：

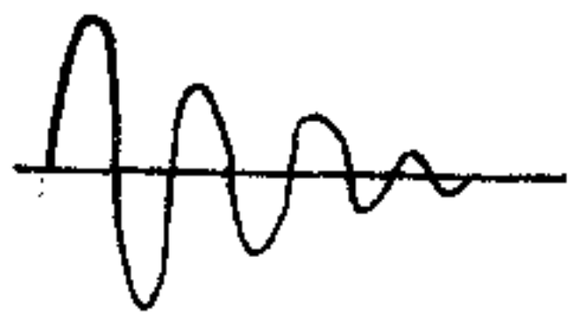
China

（1）高灵敏度探头

如图所示，采用空气反射层背底，辐射灵敏度、理论值可提高四倍，接收灵敏度也较高。但余振较强，声“尾巴”长，如图示，这会加大盲区，降低分辨率。



图（十九）高灵敏度探头



图（二十）空气背衬探头声波形

（2）短脉冲探头

加一定形状的阻尼吸收背底，减小余振“割掉”声尾巴，盲区减小分弁率提高。但灵敏度较低。

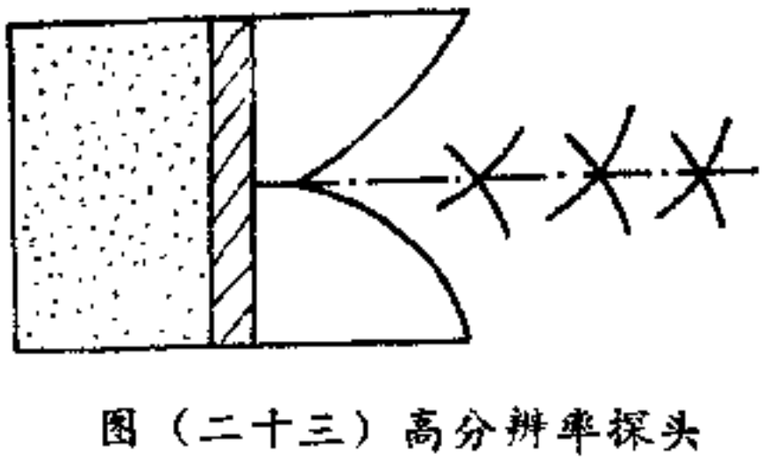
图（二十一）短脉冲探头



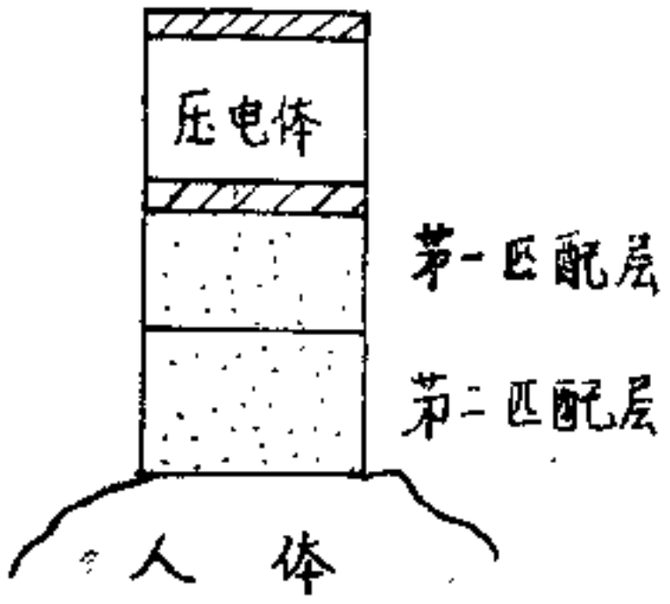
图（二十二）短脉冲探头声波形

（8）高分弁率探头

加有阻尼吸收层和聚焦喇叭，如图（二十四）所示，这种结构中心轴声强最大，具有强的指向性，因此分辨率高。



图（二十三）高分辨率探头



图（二十四）声匹配探头

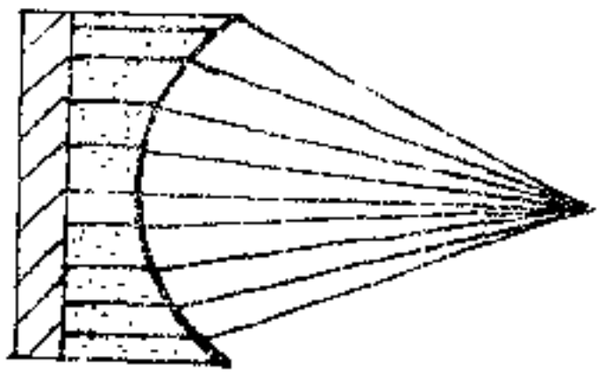
（4）声匹配探头

为使声能有效传输，采用匹配层，作阻抗变换，不用吸收层，而用两层匹配层与人体接触，这种结构传输效率高。

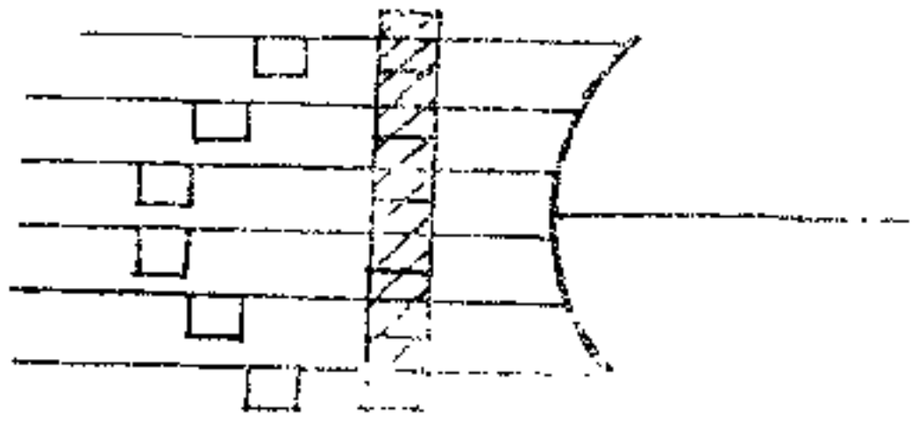
（5）聚焦探头

目前有两种形式。

声透镜聚焦探头：利用声波经过声透镜产生折射而聚焦。电子聚焦探头：对一线阵阵列，采用不同的扫描时间，使波前形成凹面状而聚焦。



图（二十五）声透镜聚焦探头



图（二十六）电子聚焦声探头

五、探头一般故障及排除

仪设仪器正常，操作正确情况下，仅由探头引起的故障现象列表说明：

China 需要全本请访问 www.ertongbook.com