

第三章 医用超声换能器及辐射声场



医学影像学院影像设备教研室

第三章 医用超声换能器及辐射声场

- ◆换能器是指实现能量互相转化的装置和器件；
- ◆一般是其他物理量转换成电能，如热电，光电等等；这类也称为传感器；
- ◆超声的换能器可以将振动转化成电或磁，同时还能进行反向的转化；

超声换能器种类



- 利用电场来实现电声转换，用**电容**做储能元件；
- 利用磁场力效应来实现电声转化，用**电感**做储能元件；
- 使用最多的是**压电式和电致伸缩式**（电容做储能元件）。其次是电磁式和磁致伸缩式（电感做储能元件）

超声波的产生

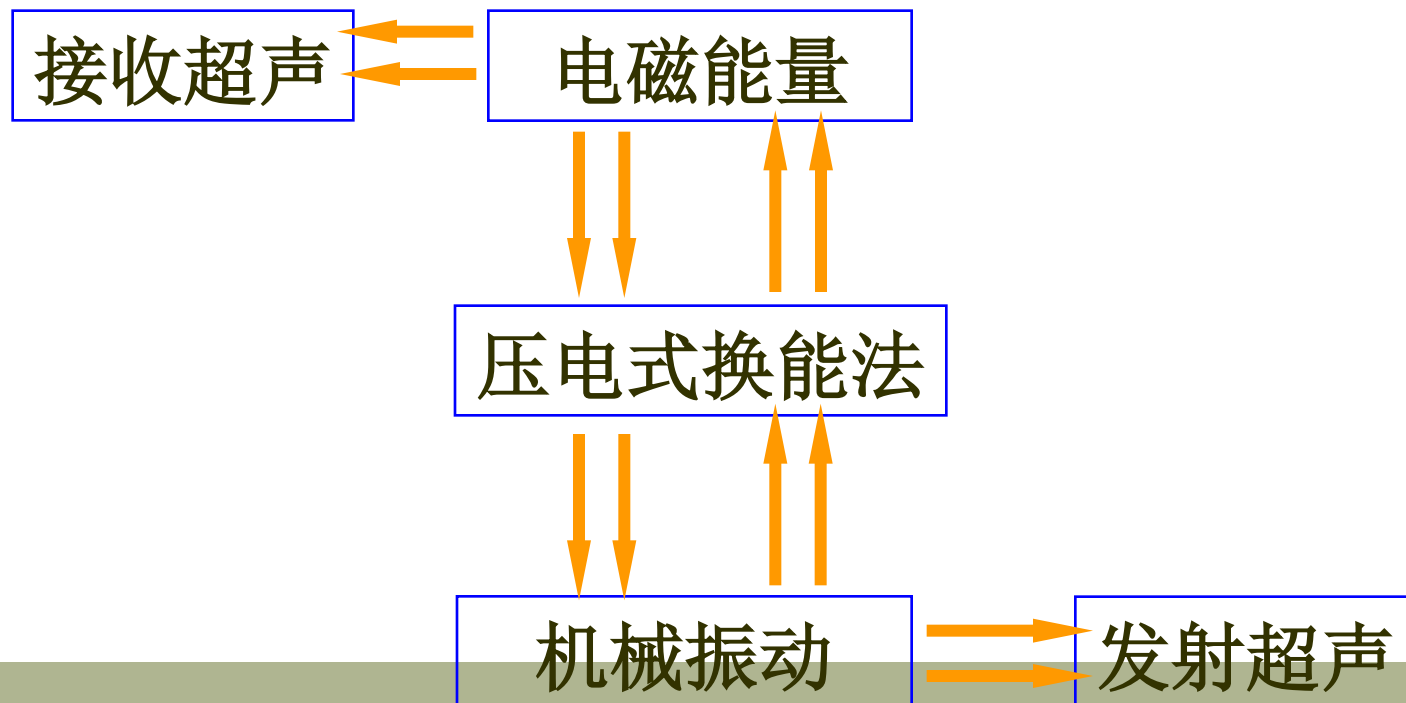


产生超声波必备条件

声源

弹性介质

超声探头应用压电式换能法发射和接收超声波



§ 1 压电效应和压电材料

一 压电效应的物理原理

●库伦定律

$$\vec{F} = k \frac{q_1 q_2}{r_{12}^2} \vec{r}_{12}$$

●偶极子

正负电子相
互耦合在一起，
相距一定的距离

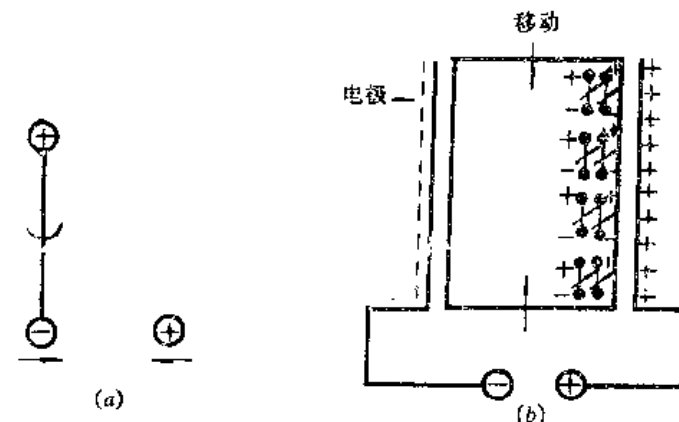
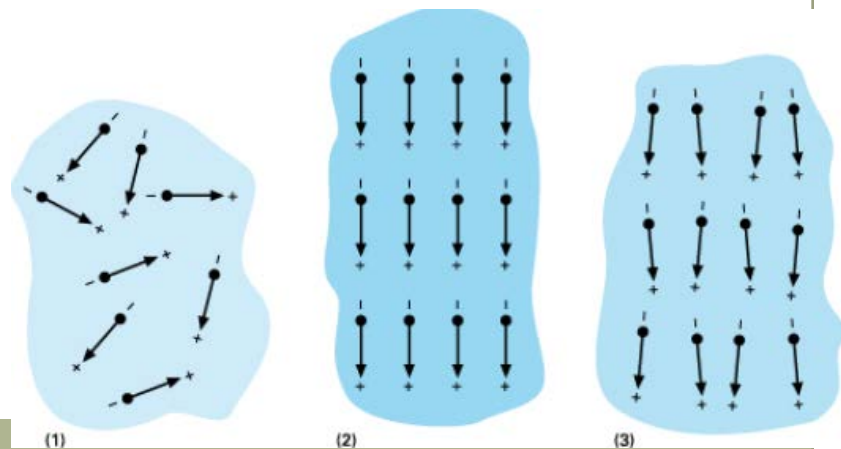
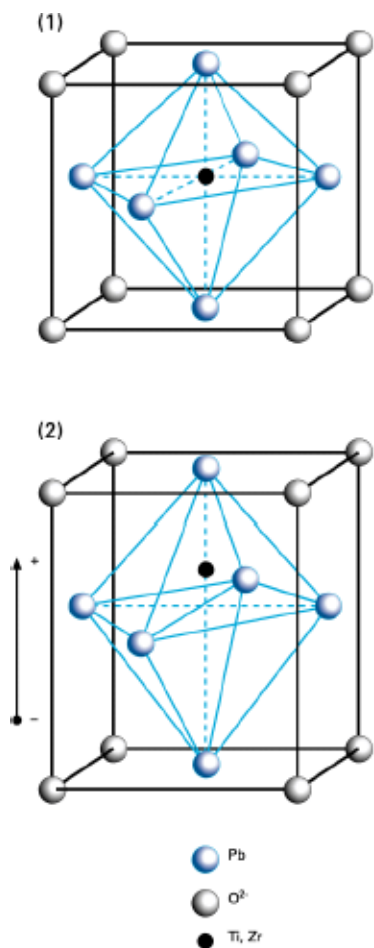


图3-1 a)压电材料中的偶极了b)外电场作用于偶极子



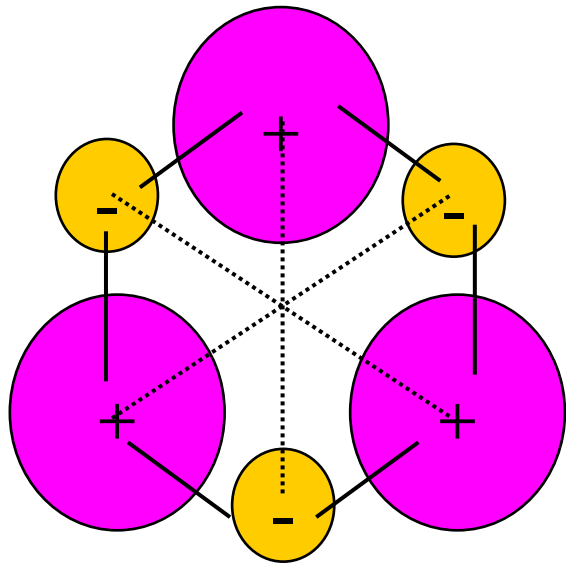
一 压电效应的物理原理



●受外电场的影响偶极子会偏转，产生位移；

●反过来，对晶体施加力作用，会使得正负电荷中心位置发生变化，从而带电；

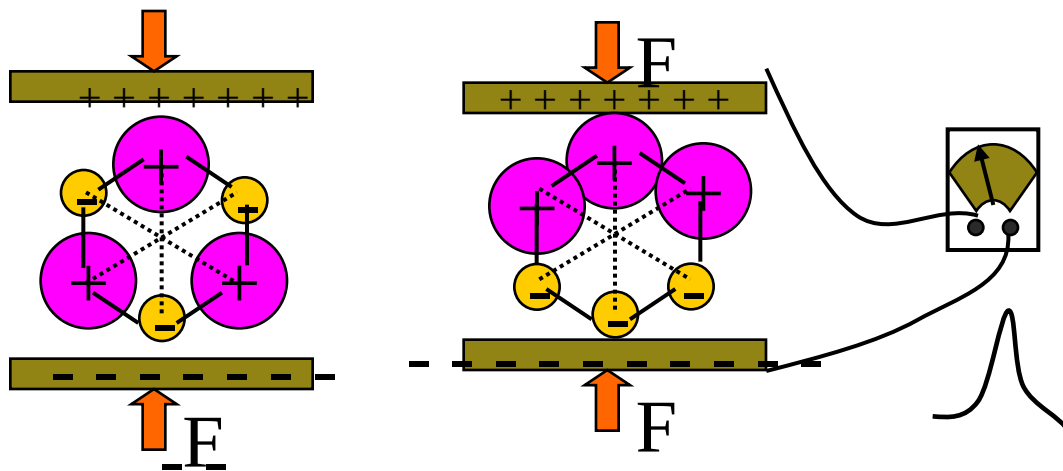
一 压电效应的物理原理



某些特殊材料，当受到外力的作用产生形变时，会在表面产生电荷的聚集而形成电压，这种效应叫做压电效应，这种材料叫压电材料。

一 压电效应的物理原理

正压电效应应当在压电材料两端加一压力时，则在此材料的两个电极面上将产生电荷，将机械能变成电能。

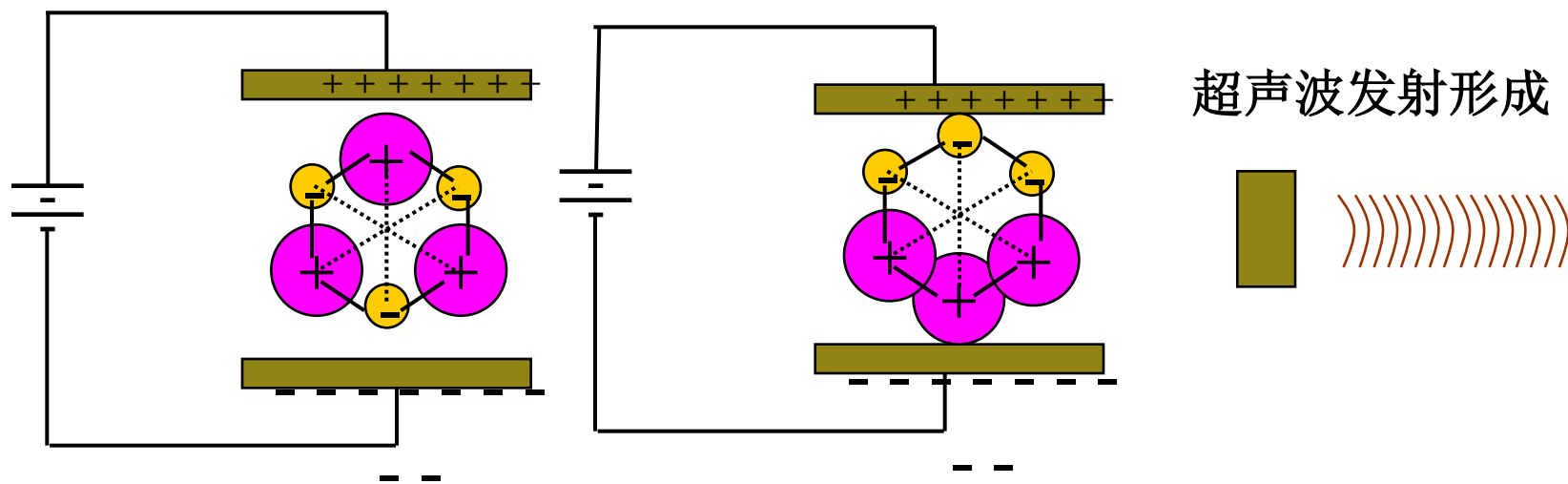


正压电效应：机械能转化为电能

一 压电效应的物理原理



逆压电效应 在压电材料两端加一交变电场时，则压电材料出现与交变电场同样频率的机械振动，将电能变为机械能。



逆压电效应：电能转化为机械能

一 压电效应的物理原理



超声探头中的超声换能器是利用压电效应实现电能和声能之间的相互转换。

注意！外加电场或力去除后，必须要能恢复原来的状态；

二 压电材料



压电晶体（振子）是超声换能器的核心部件，它由压电材料制成。压电材料既有天然的，也有人造的。如石英晶体就是一种天然的压电材料。

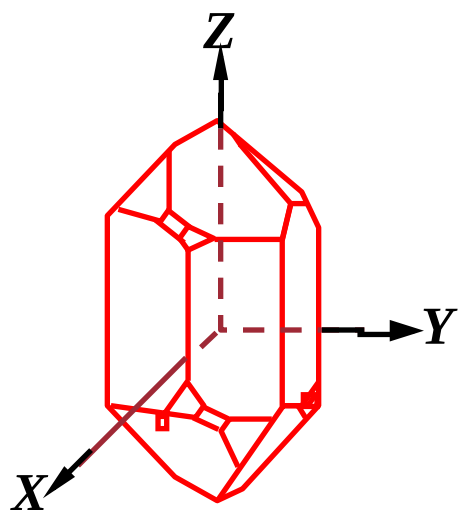
I. 分类：

- ① 压电单晶体：石英（ SiO_2 ）、铌酸（ LiNbO_3 ）
- ② 压电多晶体（压电陶瓷）
- ③ 压电高分子聚合物聚偏二氟乙烯（PDVF）

(一) 压电单晶体



天然结构石英晶体的理想外形是一个正六面体，在晶体学中它可用三根互相垂直的轴来表示，其中纵向轴 Z — Z 称为**光轴**；经过正六面体棱线，并垂直于光轴的 X — X 轴称为**电轴**；与 X — X 轴和 Z — Z 轴同时垂直的 Y — Y 轴（垂直于正六面体的棱面）称为**机械轴**。

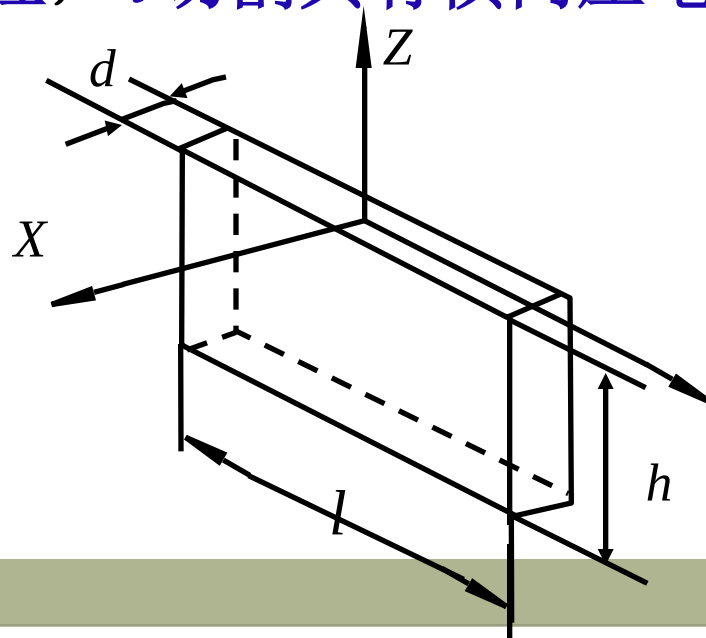




(一) 压电单晶体



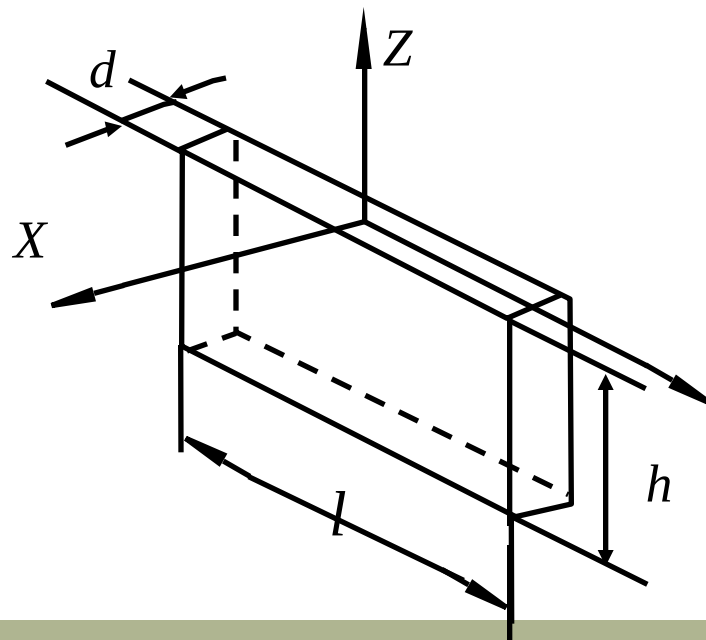
石英晶体不是在任何方向都存在压电效应的。假设从石英晶体上切下一片平行六面体——晶体切片，使它的晶面分别平行于 X 、 Y 、 Z 轴，如图。并在垂直 X 轴方向两面用真空镀膜或沉银法得到电极面。 X 切割具有纵向压电性， Y 切割具有横向压电性



(一) 压电单晶体



- 压电材料物理上都是弹性体，物理特性方向各异，有的方向有压电效应，有的方向无。



(一) 压电单晶体



➤ 晶片的振动模式

伸缩振动（厚度、长度、径向）

切变振动（厚度切变、面切变）

弯曲振动（厚度弯曲，长度弯曲）

能陷振动

在临床中，不同器官组织要用不同的探头。这是学习超声仪器十分重要的技术。

(二) 压电陶瓷



➤ 超声探头上的振子多采用压电陶瓷制成；

一元系：钛酸钡、偏铌酸锂；具有很高的介电常数和较大的压电系数（约为石英晶体的50倍），**居里温度**低（ 120°C ），温度稳定性和机械强度不如石英晶体。

二元系：锆钛酸铅（俗称 *PZT*）；与一元系相比，压电系数更大，**居里温度**在 300°C 以上，各项机电参数受温度影响小。

(二) 压电陶瓷



居里点

指晶体的温度效应。当晶体本身的温度超过某一数值时该晶体不再具有压电效应。此温度点称为居里温度。

衡量压电晶体好坏的一个重要参量

(二) 压电陶瓷



II. 压电陶瓷的优点

①声-电相互转换效率高，灵敏度较高，可采用较低的激励电压；

②易于电路匹配；

③性能稳定；

④非水溶性，耐湿防潮，机械强度大；

⑤价格低廉易于加工；

(二) 压电陶瓷

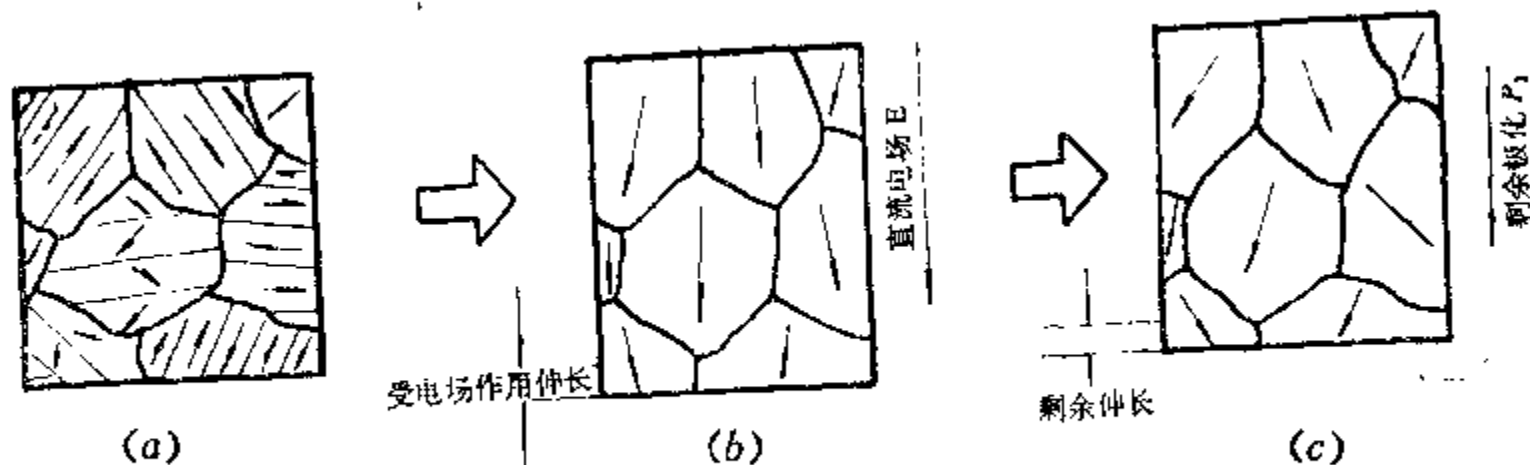


图3-5压电陶瓷的极化处理过程

a) 未极化 b) 极化时 c) 极化后

压电陶瓷必须用强直流电进行极化后才可有压电效应

(二) 压电陶瓷

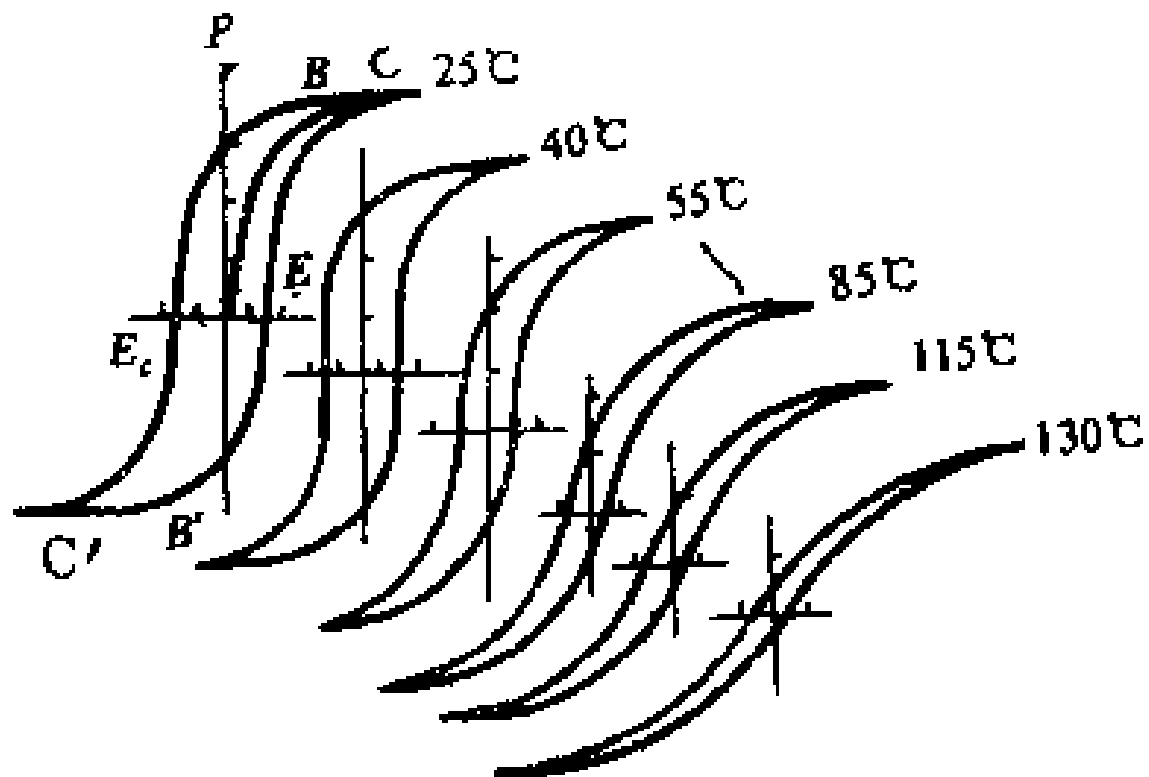


图3-6 压电陶瓷的电滞回线

必须使得
其交变电场与
形变出现线性，
才能使用；

(三) 压电陶瓷材料的生产

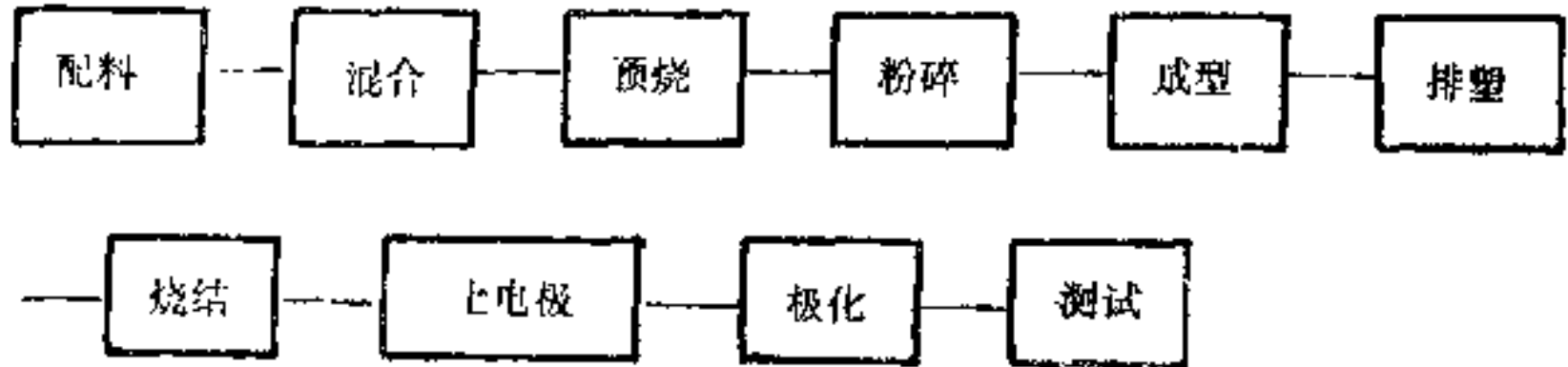


图3-7压电陶瓷的生产工艺流程

(四) 压电高分子聚合材料

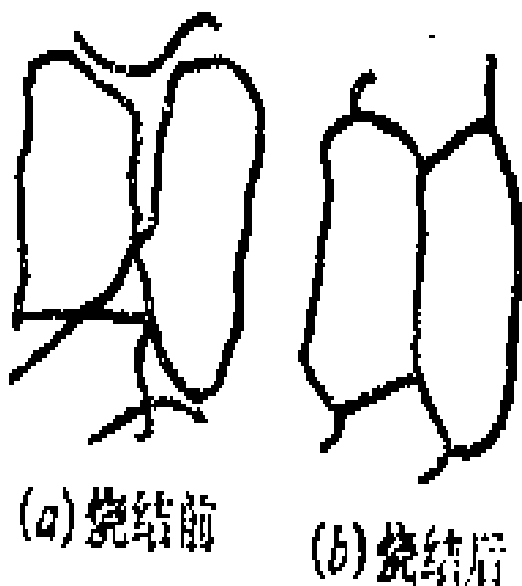


图3)8 烧结作用示意图

原理也是排列成规则的形式，
从而可以实现压电互相转化；
可用于一些扬声器，微音器，
头戴式耳机的使用；

§ 2 压电方程和压电常数



一 压电方程

- 用数学方法定量的描述压电材料中力学量和电学量之间关系的方程，叫做**压电方程**

力电转换的压电关系



压电体

弹性体形变状态

介电体表面荷电状态



力学量

应力 T

应变 S

压电性

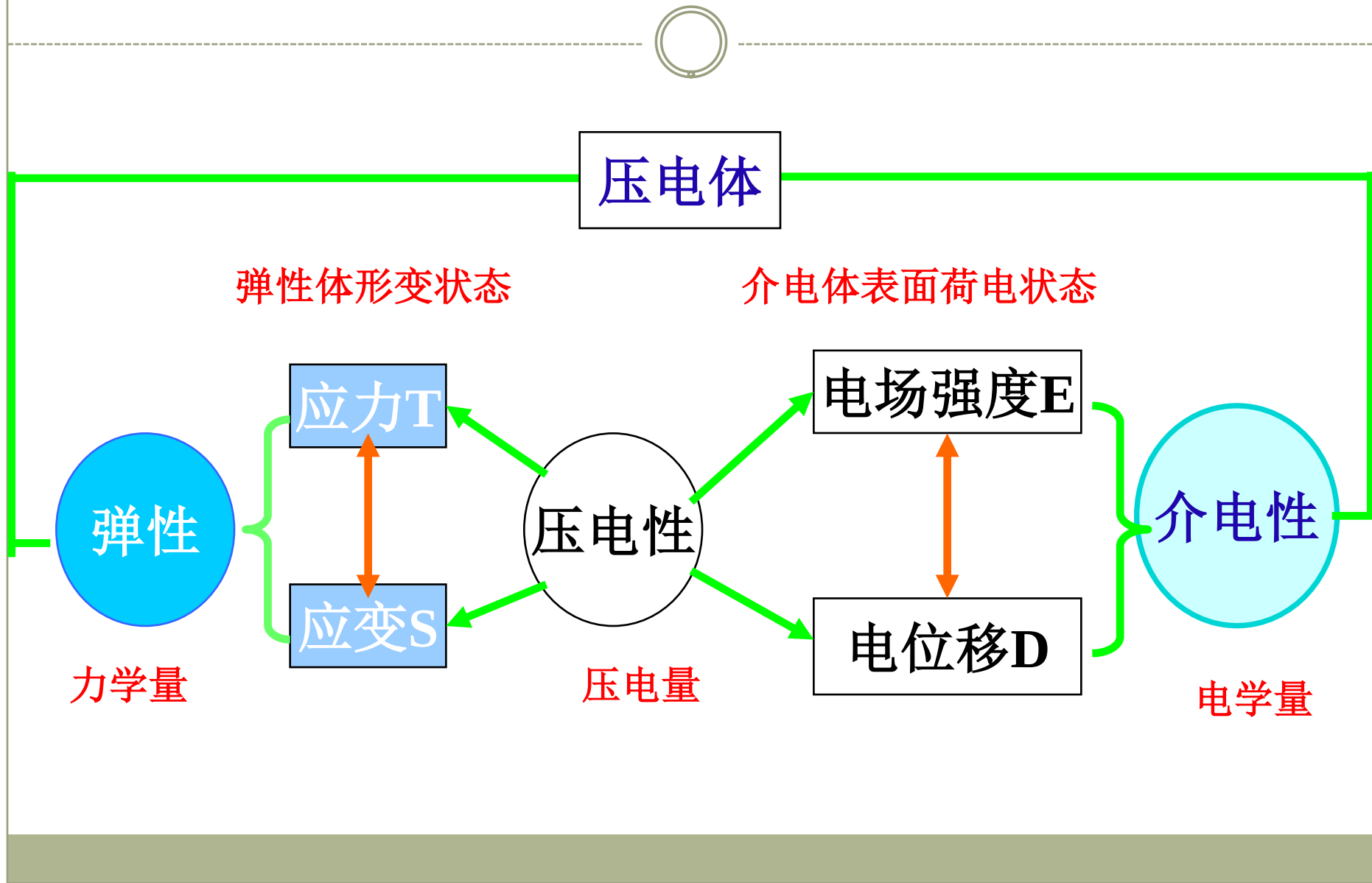
压电量

电场强度 E

电位移 D

介电性

电学量



一 压电方程



- ◆力学效应描述的是应力 T 和应变 S 之间的关系
- ◆电学效应描述的是电场 E 和电位移 D 之间的关系；
- ◆两种效应会相互影响，二级效应也会迭加起来；

$$\left. \begin{aligned} T_i &= C_{ij}^E S_j - e_{mi} E_m \\ D_m &= e_{mi} S_i + \varepsilon_{mk}^s E_k \end{aligned} \right\}$$

力电转换的压电关系



压电体

弹性体形变状态

介电体表面荷电状态

应力 T

电场强度 E

应变 S

电位移 D

压电性

介电性

弹性

力学量

压电量

电学量

二 压电常数的物理意义



压电体参数

压电体的参数是反映压电材料性能的标志，
它除了力学性质、电学性质外，还有压电性质。

二 压电常数的物理意义



一) 压电应变常数 d_{mi} (发射常数)

等于单位场强引起的应变变化；或电场不变时
单位应力引起的电位移变化；电能转变为机械能

反映压电材料的反压电效应，该值越大发射
探头形变愈大，发射性能越好。

$$d = \left(\frac{\partial S}{\partial E} \right)_T = \left(\frac{\partial D}{\partial T} \right)_E$$

二 压电常数的物理意义



二) 压电电压常数 g_{mi}

表示电位移恒定时，单位应力所引起的压电材料的场强变化；机械能转变为电能

表示接收探头接收性能的好坏，该值越大则接收探头的接收性能越好。

$$g = \left(-\frac{\partial E}{\partial T} \right)_D = \left(\frac{\partial S}{\partial D} \right)_T$$

二 压电常数的物理意义

三) 压电应力常数 e_{mi}

表示应变恒定时，单位电场强度引起的所引起的应力变化；场强不变时，单位应变所形成的电位移变化

- 反映了压电元件的逆压电效应， e 愈大，愈能用较低的电压产生较大的压力。

$$e = \left(-\frac{\partial T}{\partial E} \right)_S = \left(\frac{\partial D}{\partial S} \right)_E$$

二 压电常数的物理意义

四) 压电劲度常数 h_{mi}

表示应变恒定时，单位电位移所引起的压电材料体应力变化；或者电位移恒定时，单位应变所引起的电场强度变化

- h 反映了压电元件的正压电效应， h 愈大，愈能用较低的应变产生较大的电场强度。

$$h = \left(-\frac{\partial T}{\partial D} \right)_S = \left(\frac{\partial E}{\partial S} \right)_D$$

二 压电常数的物理意义



d 、 e 、 g 、 h 都是描述压电材料压电性能四个压电参数， d 和 e 表示逆压电性能，关系到换能器的发射性能，所以亦称为**发射系数**。 g 和 h 表示正压电性能，涉及到换能器的接收性能，所以称为**接收系数**。

二 压电常数的物理意义

五) 介电常数 ϵ_{mk}

表示应变恒定时，单位电场强度引起的所引起的应力变化；介电常数也称为电容率，极间电容越小越好

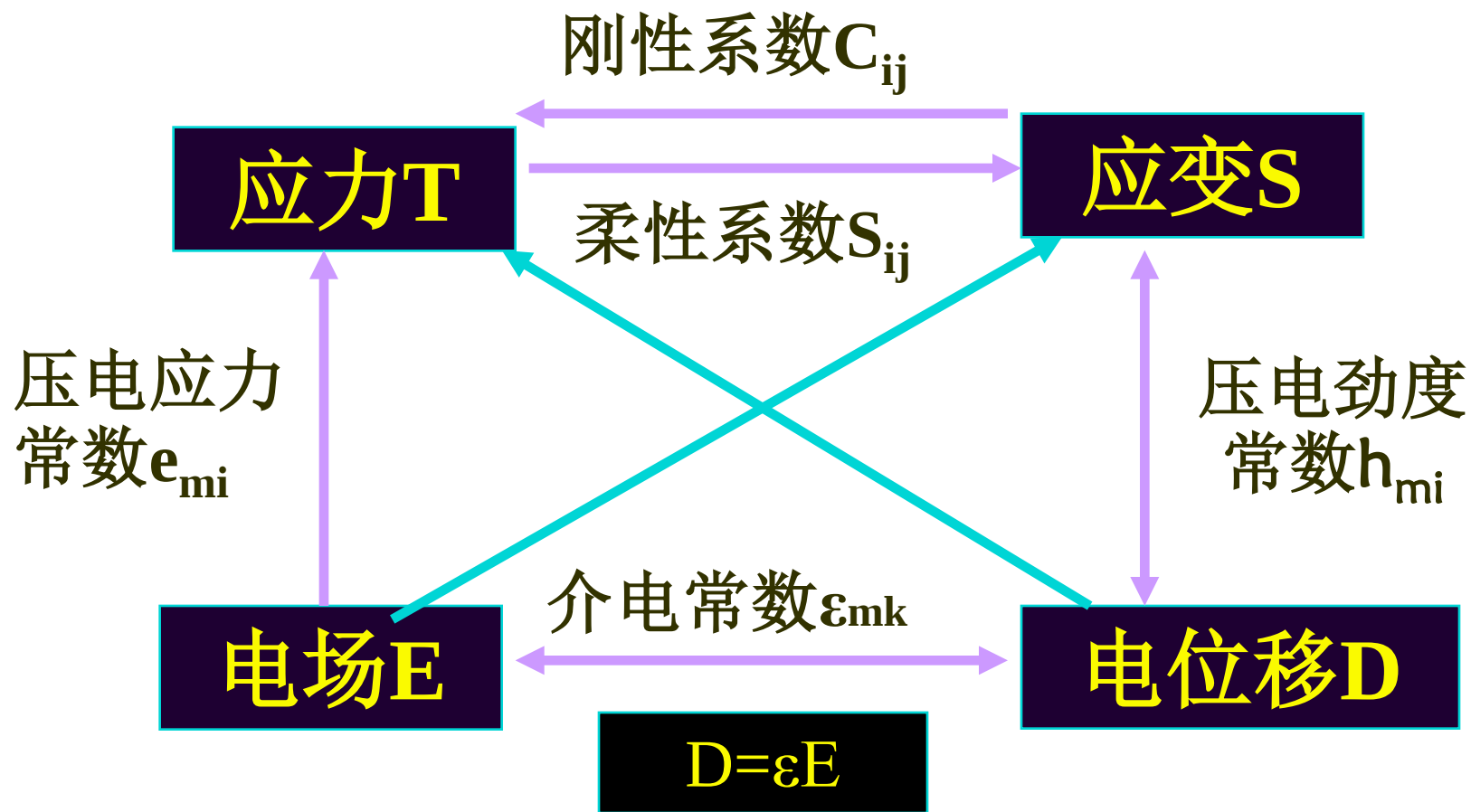
六) 弹性柔顺常数 s_{ij}

表示压电材料所受应力与产生应变之间的关系；

七) 弹性刚度常数 c_i

表示物体产生单位应变所需要的力。

二 压电常数的物理意义



三 一些重要参数的物理意义



(一) 压电晶片的力学品质系数 Q_m

体现的是摩擦力将谐振动的能量转换成热能

散失的情况；与耗散热能成反比；

(二) 介电损耗角正切 $\tan\delta$ 和电学品质系数 Q_e

耗能的情况；

三 一些重要参数的物理意义

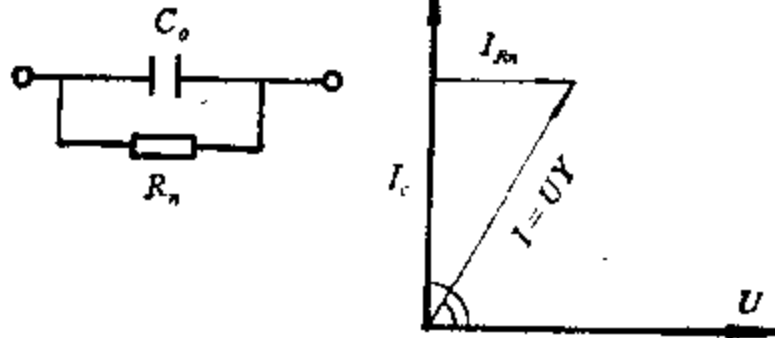


图3-9 压电体中的电流和电场强度

a) 电路图 b) 矢量图

Φ 是电流和电场的相位差， δ 是 Φ 余角，
称为介质损耗角

介质损耗角的正切定义为有功电流和无功
电流之比；

三 一些重要参数的物理意义

(三) 机电耦合系数 K

定义为压电体放出的电能和贮入的机械能之间之比，或放出的机械能和贮入的电能之间之比；就是两种能量转化时的效率；

不同的振动方式和振子其机电耦合系数不同

设计超声压电换能器要求机电耦合系数高，有利于发射或接收。

三 一些重要参数的物理意义

(三) 机电耦合系数K

表3-6 不同形状振子和振动方式时的机电耦合系数比较

振子形状	振动方式	机电耦合系数	计算公式
薄圆片	直径向伸缩振动	平面机电耦合系数 K_p	$\frac{\sqrt{2} d_{31}}{\sqrt{\epsilon^T_{33}(s^E_{11} - s^E_{12})}}$
薄长片	沿长度方向伸缩振动	横向机电耦合系数 K_{31}	$K_p \sqrt{\frac{1 - \sigma^E}{2}}$
圆柱体 (或方柱体)	沿轴向伸缩振动	纵向机电耦合系数 K_{33}	$\frac{d_{33}}{\sqrt{\epsilon^T_{33} C^E_{33}}}$
薄片	沿厚度方向伸缩振动	厚度机电耦合系数 K_t	$\frac{e_{33}}{\sqrt{\epsilon^S_{33} C^D_{33}}}$
长方体	厚度切变振动	厚度切变机电耦合系数 K_{15}	$\frac{e_{15}}{\sqrt{C^D_{44} S^S_{33}}}$

三 一些重要参数的物理意义



(四) 频率常数 N

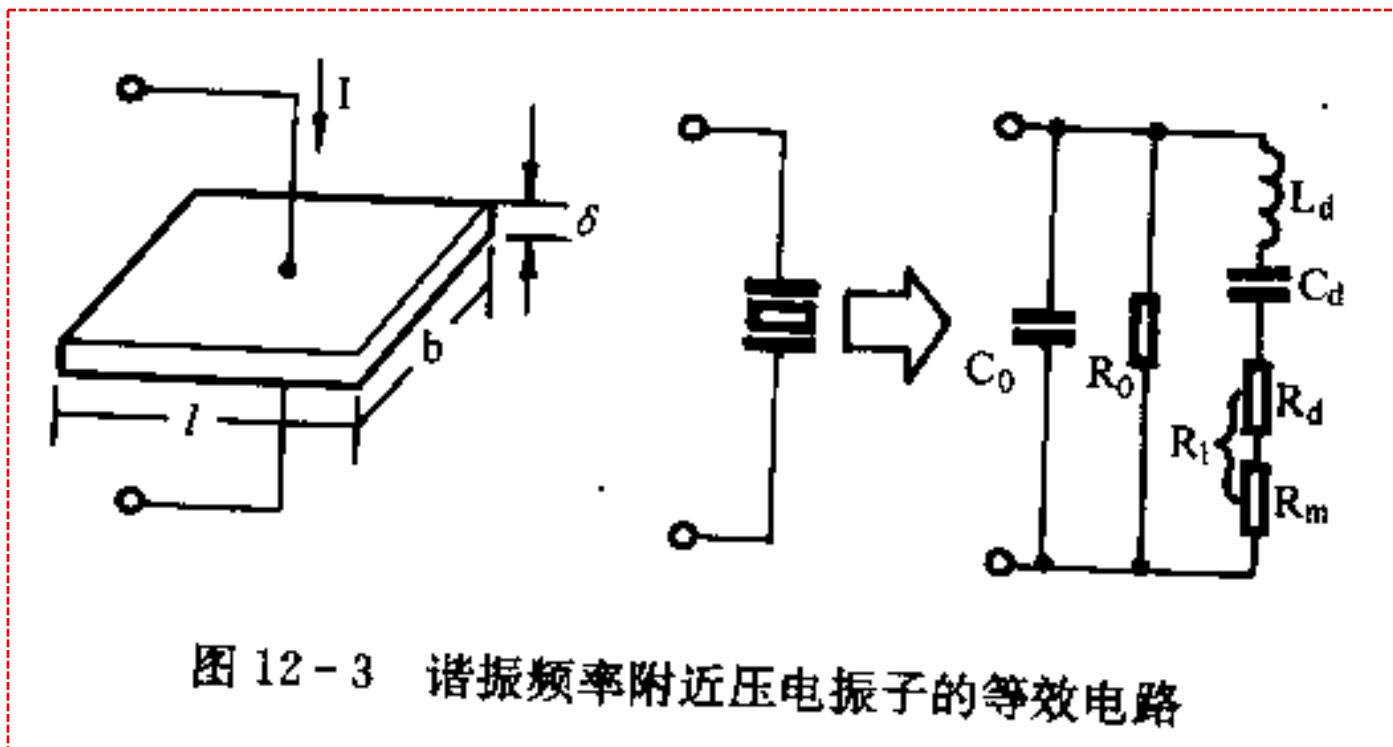
压电陶瓷片的谐振频率（基频 f_s ）和厚度（ d ）的乘积是一个常数，称为频率常数（ N ）。反映的是压电晶体性能的常数。每种材料制成的晶片，都有一个特定的频率常数。所以， f_s 由 d 决定，也就是说通过改变晶片的厚度可以改变晶片的谐振频率。



不同振动方式的压电晶体频率常数有所不同；

三 一些重要参数的物理意义

(四) 频率常数N



§ 3 医用超声换能器设计考虑



一 医学用途和压电材料选择

总体选择:

医学诊断超声换能器要求低能量较高频率发射，收发两用型或单发型；医学治疗超声换能器要求高能量、低频率发射，属于发射型功率超声换能器或聚能型超声换能器。（P₁₀₆表3-7）

一 医学用途和压电材料选择

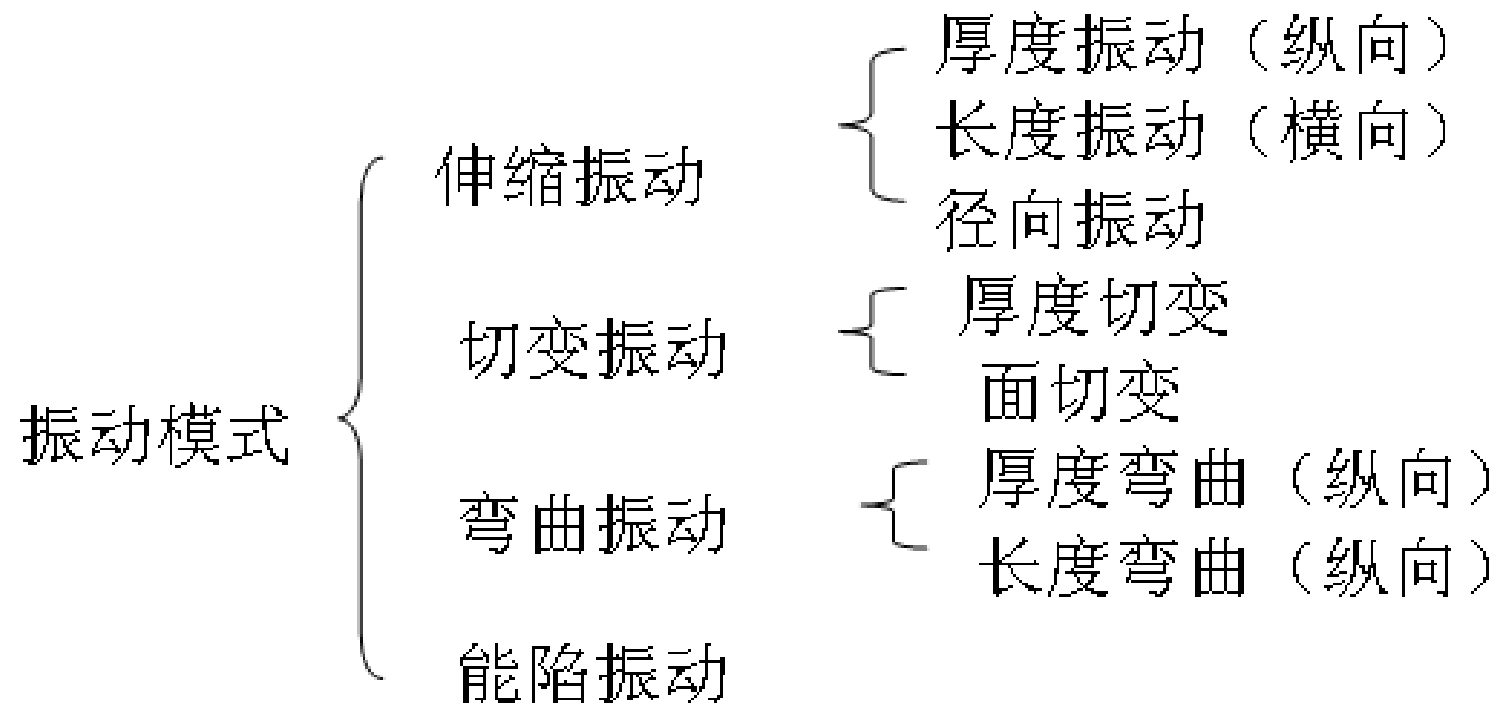


- ◆ 换能器用途决定了材料的选择
- ◆ 发射常数和接收常数
- ◆ 品质系数 Q_m : 较低, 提高纵向分辨率
- ◆ 介电损耗系数 $\tan \delta$: $\tan \delta$ 过大, 损耗能量大, 不宜做功率超声换能器
- ◆ 稳定性
- ◆ 分辨率的考量等; (P107表3-8)

二 振动模式

➤在临床中，不同器官组织要用不同的探头。

这是学习超声仪器十分重要的技术。



(一) 压电振子的振动

- ◆ 一个扁平压电陶瓷所发生的电致伸缩振动，有三个方向上的简谐振动，还有上个平面上的切边振动；

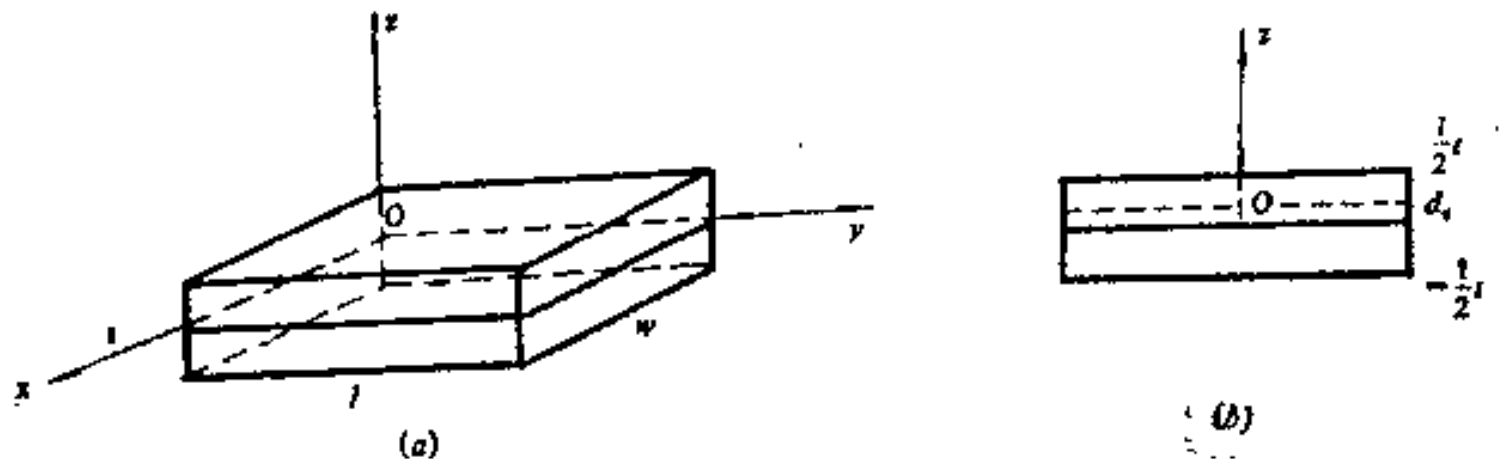


图3-10 厚度振动的压电晶片

(一) 压电振子的振动

- ◆ 要采用一定的晶体切割方式、限定边界条件和阻尼的方法。尽量减少设计时不需要方向上的振动；

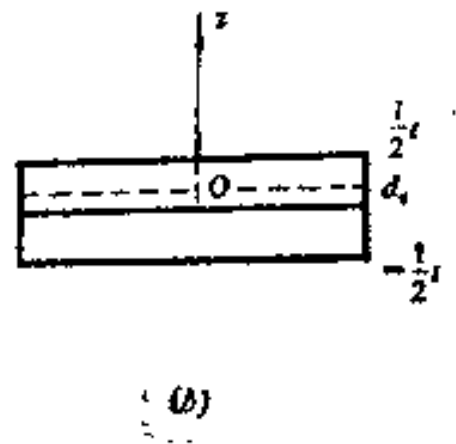
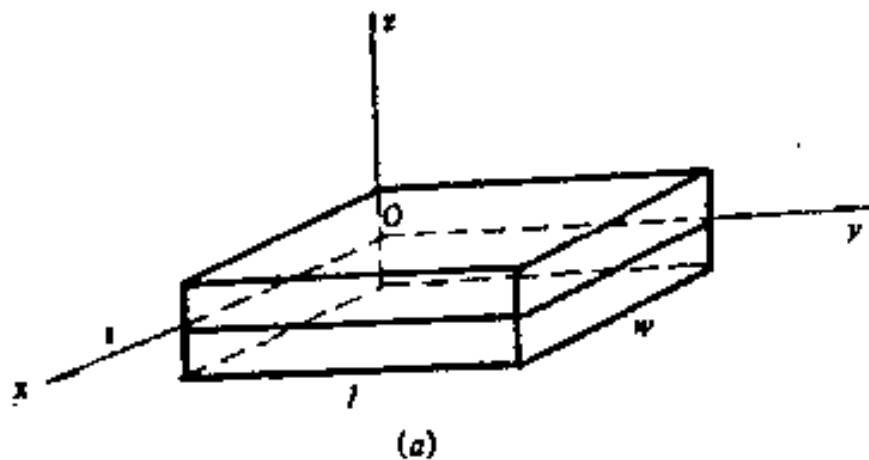


图3-10 厚度振动的压电晶片

(一) 压电振子的厚度振动

- ◆ 医用超声换能器一般是厚度振动;
- ◆ 波动方程 (p108,p109)
- ◆ 边界条件

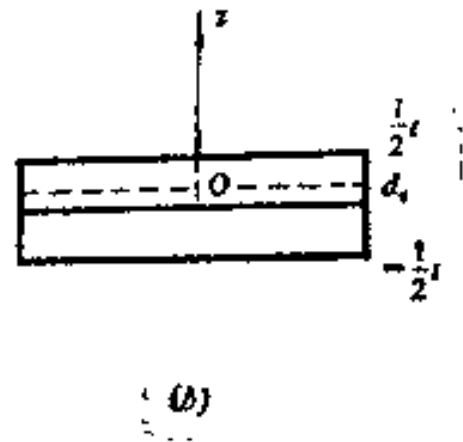
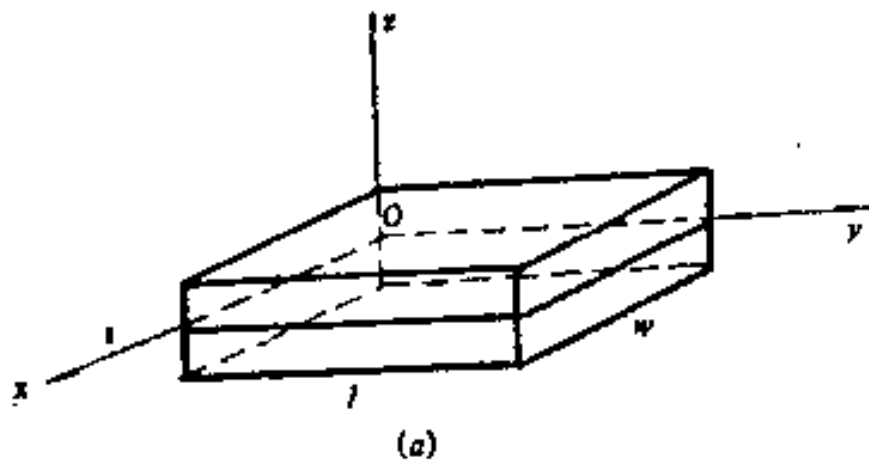


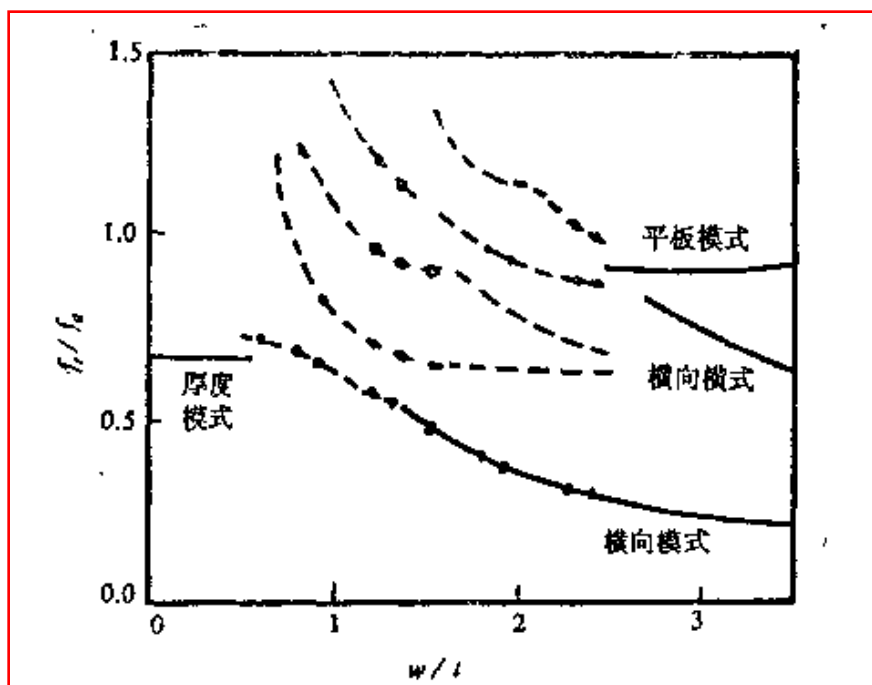
图3-10 厚度振动的压电晶片

(二) 厚度振型的判据



振动方式与压电晶片几何形状有关，

设计换能器时希望压电振子仅有一种振动发生，则需精心选择振子的长 l 、宽 w 、厚 t 。

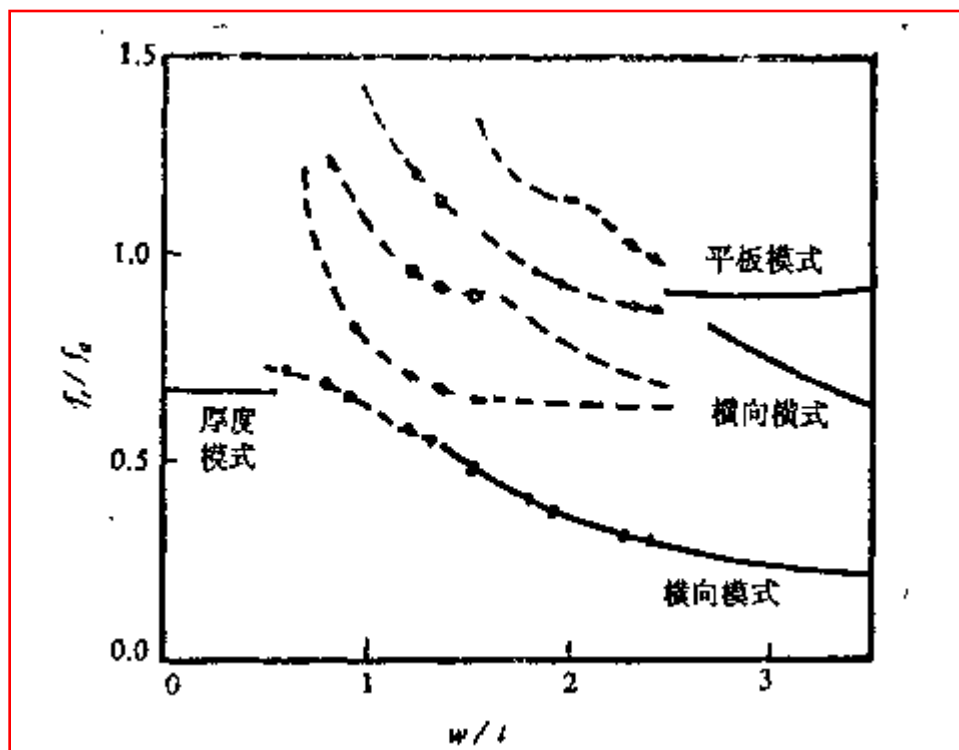


(二) 厚度振型的判据



医用换能器的压电振子长 l 、宽 w 、厚 t 要求：

厚度振动：长比宽和厚



(三) 厚度振动压电晶片厚度和谐振频率



压电晶片厚度有一定的取值，以期辐射声能最大。通常设计超声换能器取半波长的奇数倍晶片；

$$t = (2n + 1) \frac{\lambda}{2} \xrightarrow{\lambda = \frac{c_t}{f}} f = (2n + 1) \frac{c_t}{2t}$$

当 $n=0$ 时，得到厚度振动的基频 f_0 (标称频率)：

$$f_0 = \frac{c_t}{2t}$$

f_0 是 $\lambda/2$ 厚的压电晶片固有频率。当 $n=2、3、4、5……$ 时称为2次、3次、4次、5次谐波频率。设计时通常采用基频设计。

三、等效电路



- ◆ 电振荡、力学振动和声振动有类似的规律，可以用相同形式的微分方程描述；
- ◆ 研究晶片时往往既有机械又有电的振荡，所以为了研究方便，可以统一以电路图来描述；
- ◆ 将电路振荡的分析方法借用到声学领域，建立于电路图相似的声学线路图而求解声学问题，这种线路图通常称为等效线路。

力学量电学量之间的对应关系



力学量	电学量（阻抗型）	电学量（导纳型）
力 f	电压 u	电流 i
力振幅 F_m	电压振幅 U_m	电流振幅 I_m
振动速度 v	电流 i	电压 u
振速振幅 V_m	电流振幅 I_m	电压振幅 U_m
质量（惯性） m	电感 L	电容 C
力顺 C_m=1/K	电容 C	电感 L
力阻 R_m	电阻 R	电导 G=1/R
力抗 X_m=k/ω	电抗 X=ωL=1 / ωC	电纳 B=ωC=1 / ωL
力阻抗 Z_m	电阻抗	导纳
$Z_m = \sqrt{(m\omega - \frac{k}{\omega})^2 + R_m^2}$	$Z_c = \sqrt{(\omega L - \frac{1}{\omega C})^2 + R^2}$	$Y = \sqrt{(\omega C - \frac{1}{\omega L})^2 + (\frac{1}{R})^2}$

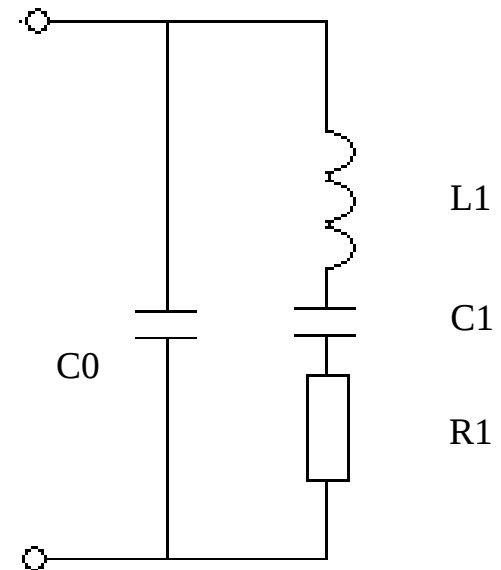
三、等效电路



1、无阻尼厚度振动振子的等效电路

等效电路的导纳为：

$$Y_E = j\omega C_0 + \frac{1}{R_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1}}$$



无损耗压电振子等效电路

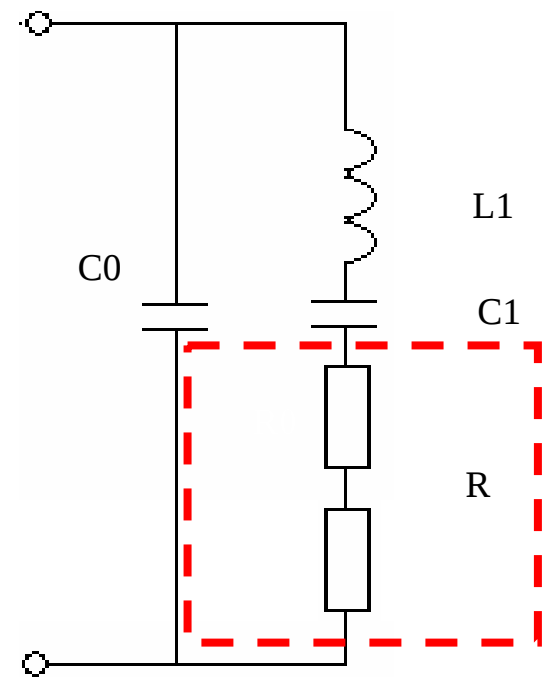
三、等效电路



2、有损耗厚度振动振子的等效电路

等效电路的导纳为：

$$Y_E = j\omega C_0 + \frac{1}{R + j(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1})}$$

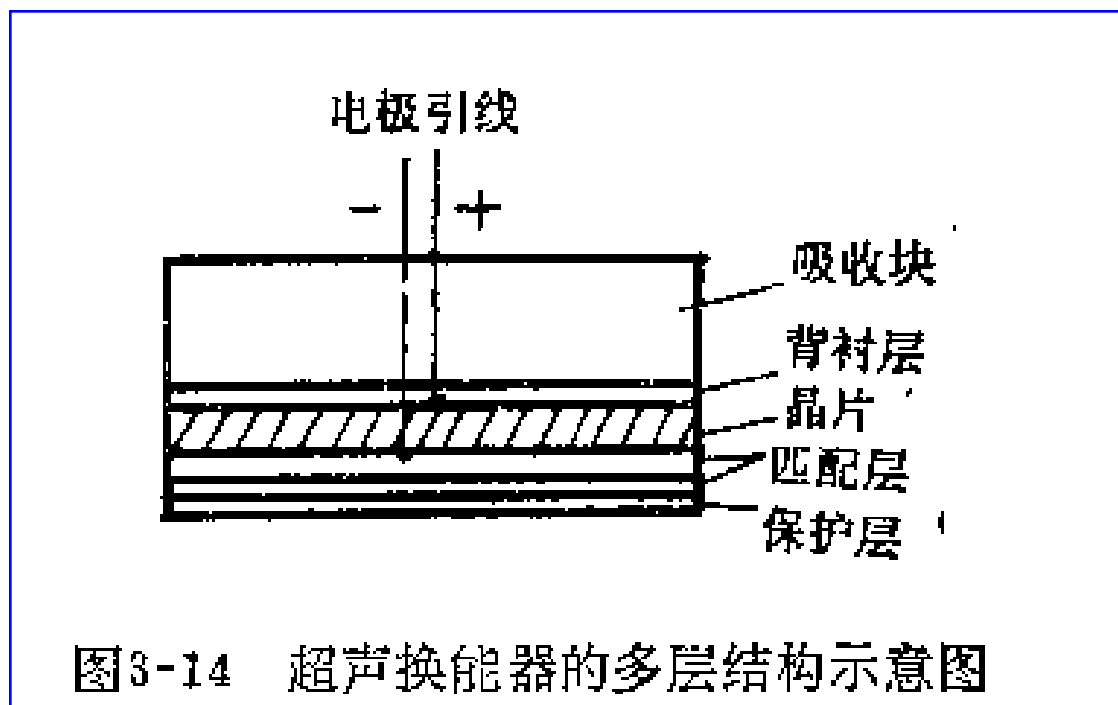


有损耗压电振子等效电路

三、 等效电路



3、 厚度振动压电超声换能器的等效电路 (P_{114})



三、等效电路



3、厚度振动压电超声换能器的等效电路 (P₁₁₄)

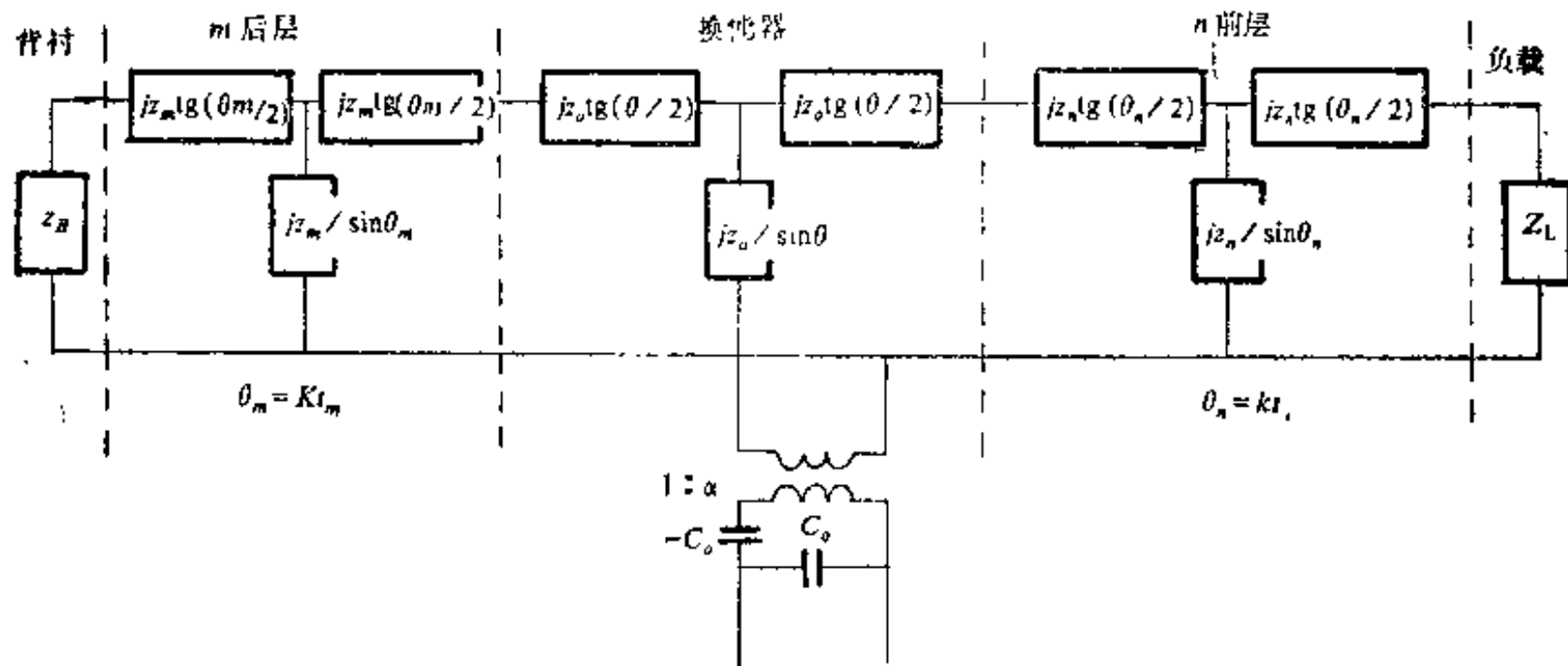


图3-15 压电超声换能器的一般等效电路

三、等效电路



4、等效电路的应用

◆ 力学品质因数 Q_m 和电学品质因数 Q_e 的求出

◆ 利用导纳图测量换能器特征频率

6个特殊点（振动频率）

◆ 串联并联谐振；

◆ 电谐振和反谐振

◆ 阻抗最小和最大时

超声换能器带宽（P122）

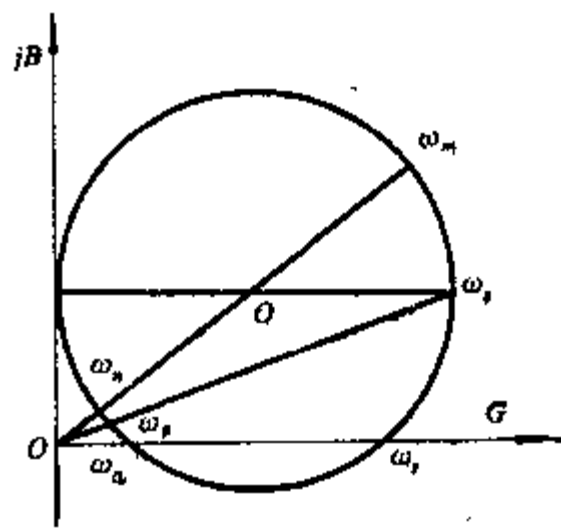


图3-16 压电超声换能器的导纳圆

三、等效电路



5、超声换能器的效率

- 机械能和电能之间的转换比定义为效率
- 反映换能器实际工作性能的重要指标

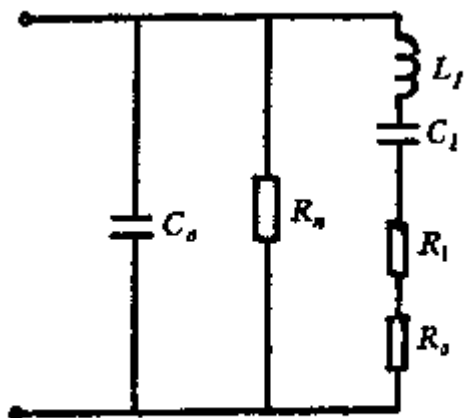


图3-20 电考虑介电损耗的等效路

三、等效电路



6、压电振子的频响特性

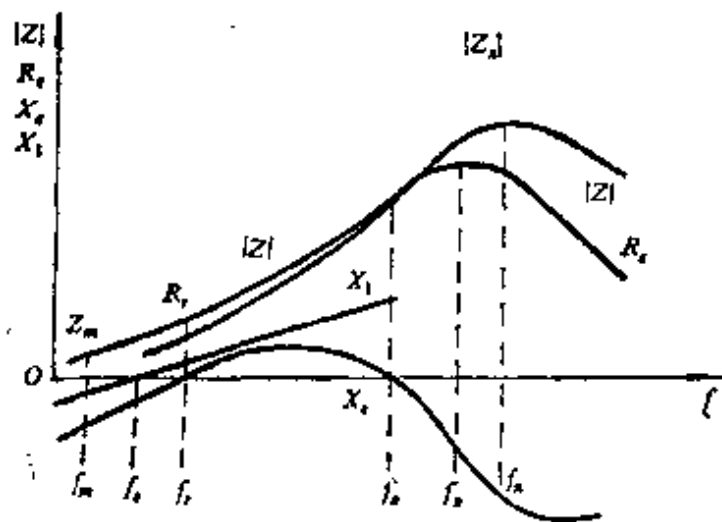


图3-17 压电振子阻抗、电阻电抗与频率的关系

◆ 压电振子的阻抗、电阻和电抗与频率的关系

◆ 频响特性测量

四 超声换能器的瞬态特性



- 换能器经常要使用脉冲信号，所以是一种动态信号，必须考虑瞬态特性问题；
- 一般还是把瞬态信号进行傅里叶变换，来研究；
- 傅里叶变换即一个瞬态信号可以分解成许多连续简谐运动的叠加，每种频率的响应合成即得出总响应；

五 医用超声换能器的设计考虑流程

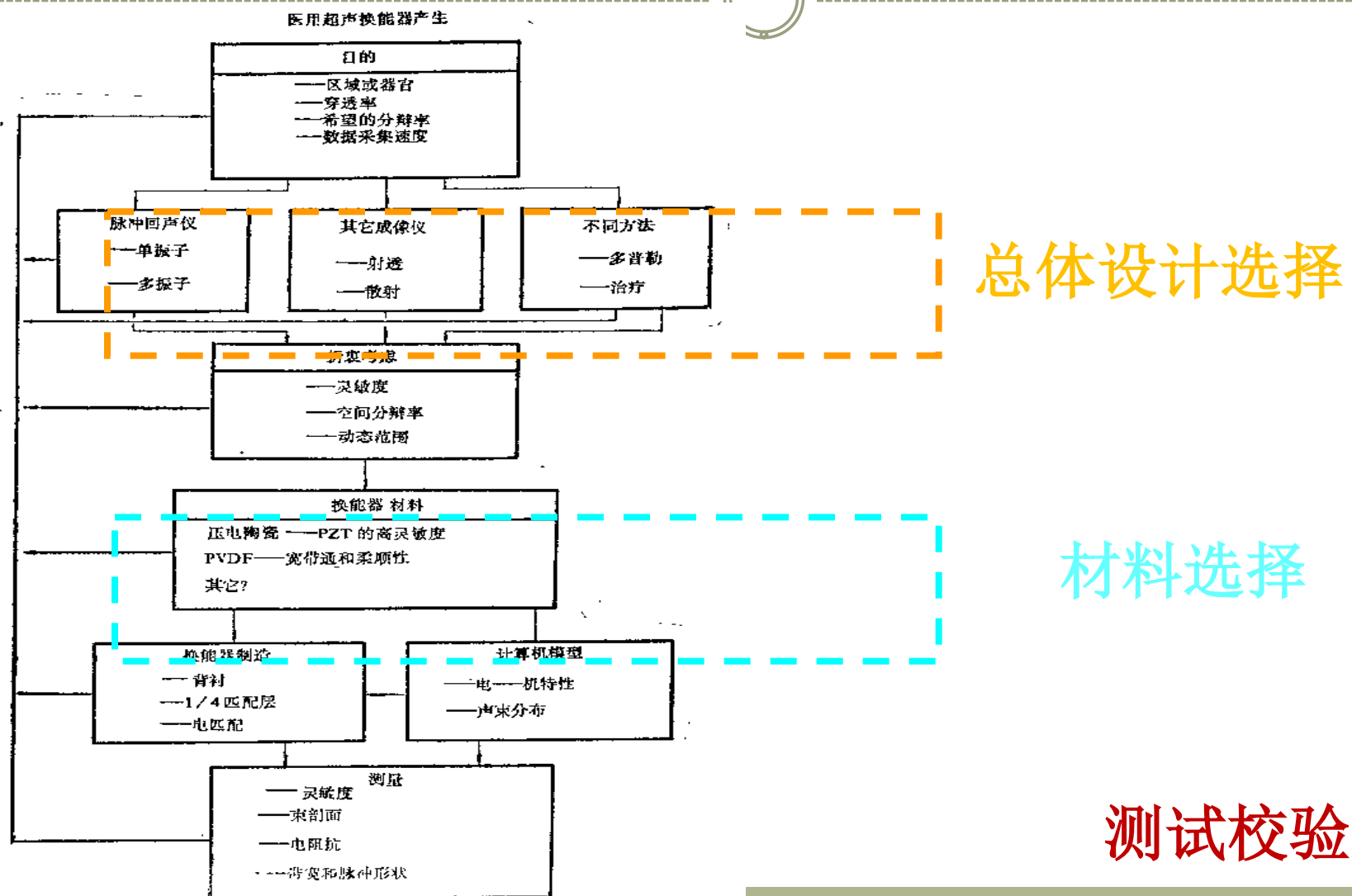
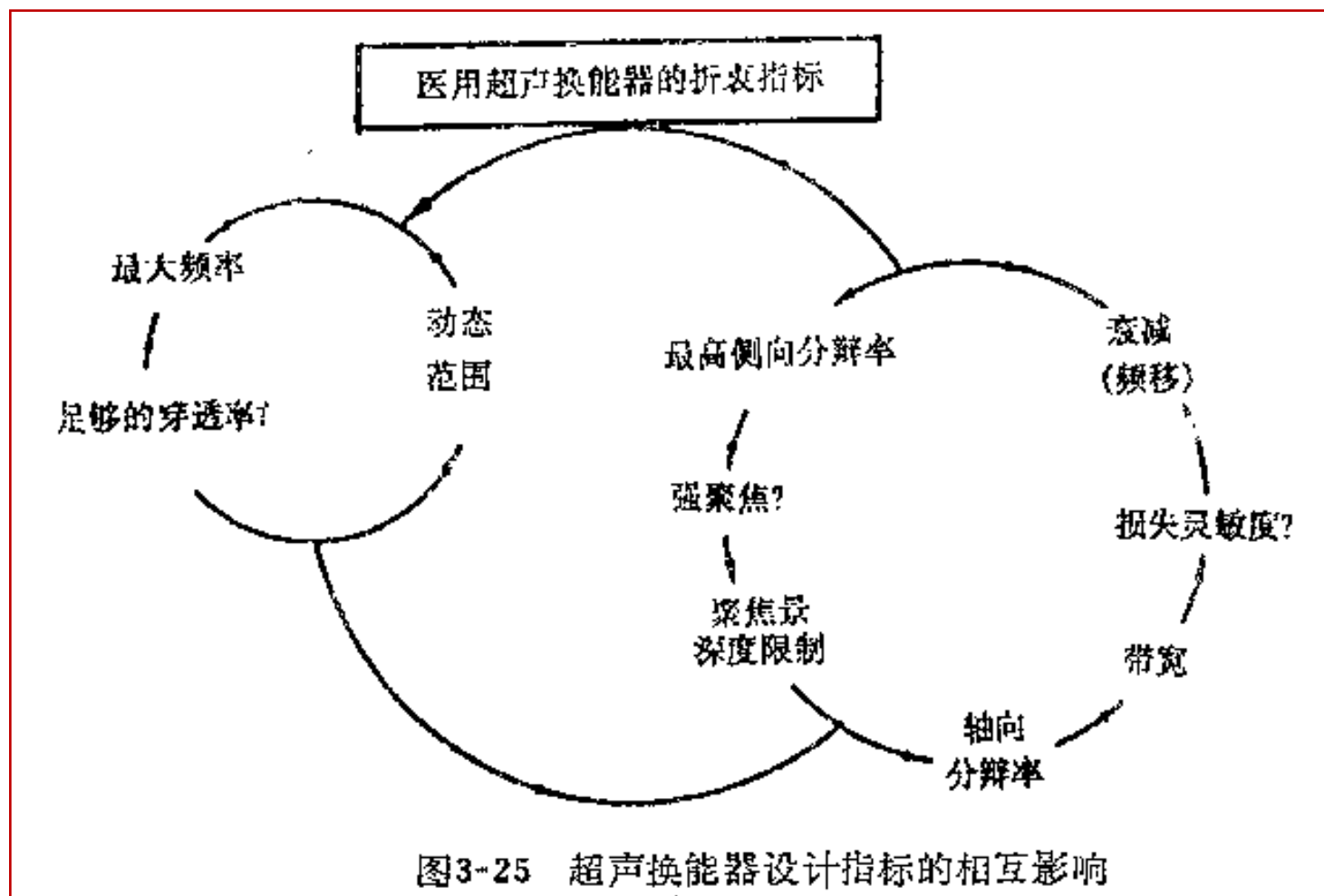


图3-24 脉冲回声成像用超声换能器设计流程

多种因素的互相影响



§ 4 医用超声换能器电声匹配



超声探头（换能器）是发射器的**电负载**，要求**电阻抗匹配**；人体组织器官（媒质）是超声探头的**机械负载**，要求**声特性阻抗匹配**。

机械负载不匹配，仅有18%的传输效率，且大量声波在压电振子间反复反射，导致**声脉冲加长**，**轴向分辨率下降**，故要增加匹配层及衰减反射的背衬层。

§ 4 医用超声换能器电声匹配



一、有损耗背衬

作用：减少晶片两面间来回反射所形成的压力脉冲波列，产生窄脉冲，从而提高换能器的轴向分辨率。

有损耗背衬材料要求：背材声阻抗 Z_B 与换能器声阻抗 Z_T 可以比较时，背材才会起阻尼作用。

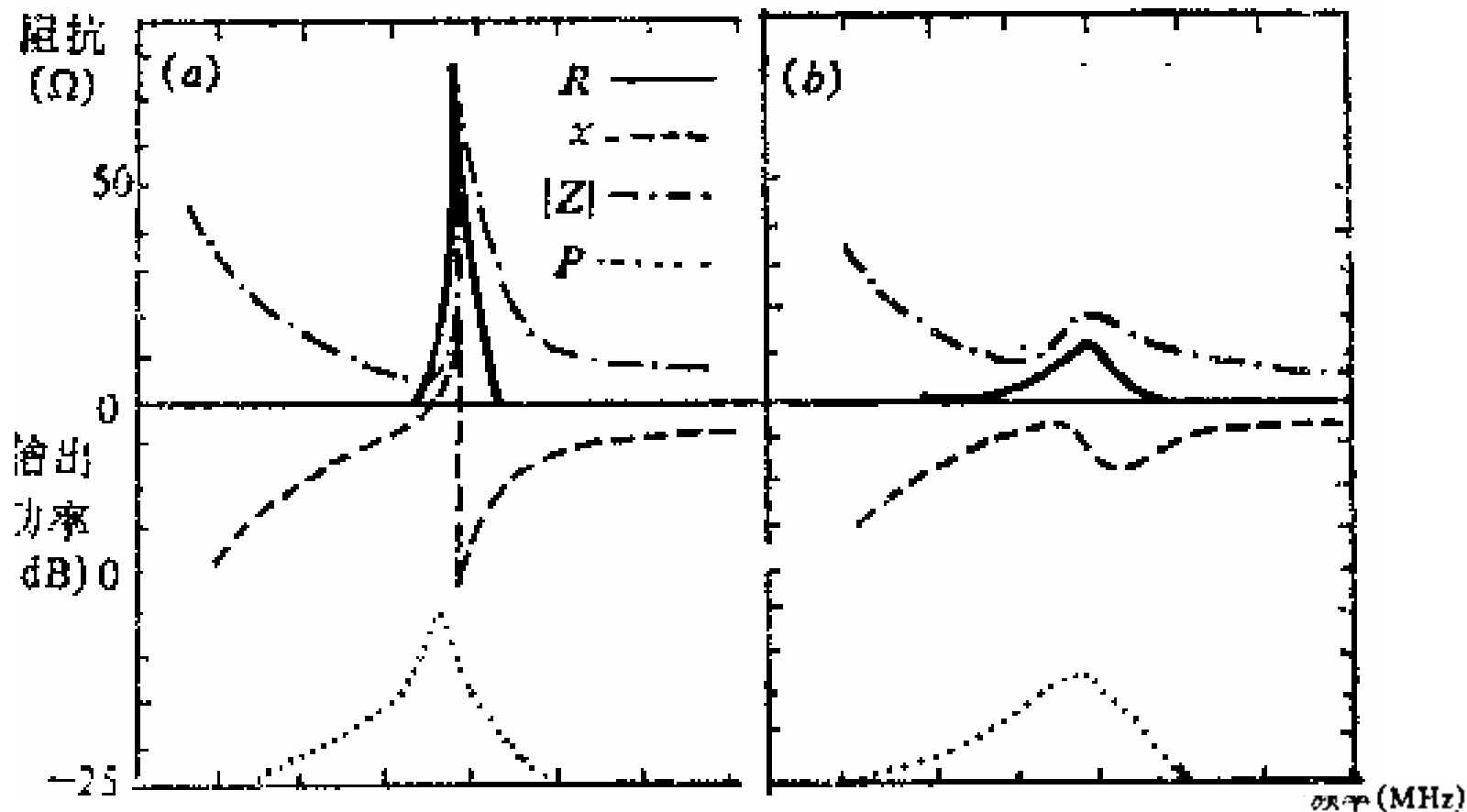


图3-26 在不同 Z_B/Z_T 比值下, 3.7MHz的PZT5A超声变能器阻抗和输出功率频响曲线的变化

a) $Z_B/Z_T = 0.044$ (空气背衬)

b) $Z_B/Z_T = 0.2$

轻阻抗匹配时, 电阻抗曲线尖锐, 换能器输出功率大, 导致组织中声脉冲加长、轴向分辨率下降。

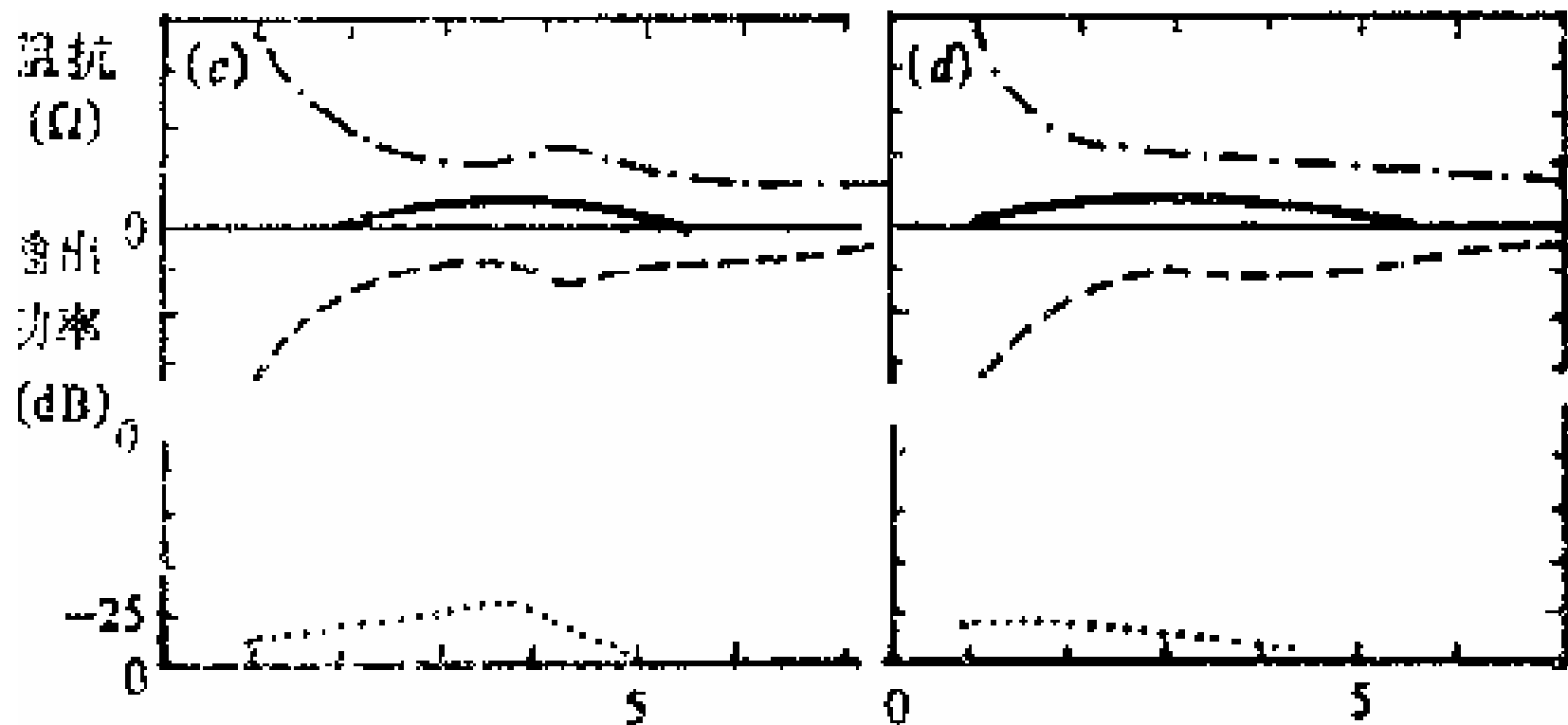
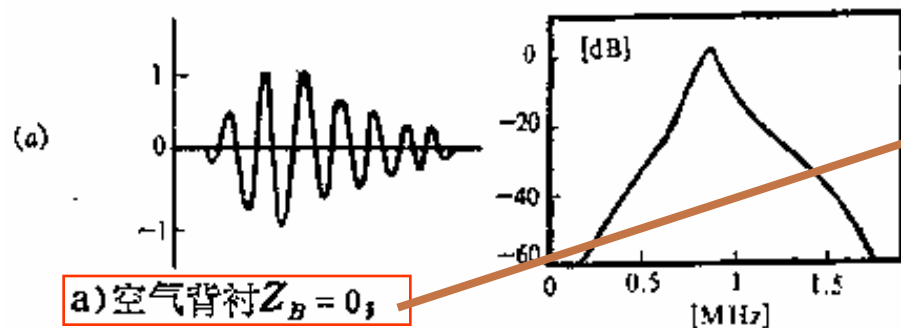


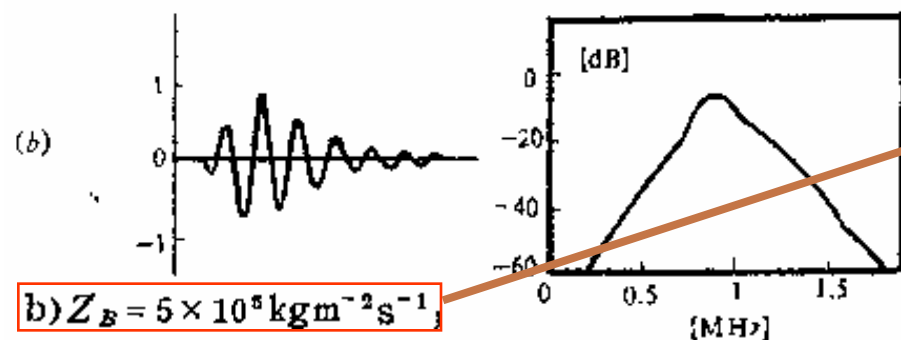
图3-26 在不同 Z_B/Z_T 比值下, 3.7MHz的PZT5A
超声变能器阻抗和输出功率频响曲线的变化

c) $\frac{Z_B}{Z_T} = 0.5$, d) $\frac{Z_B}{Z_T} = 1.0$ (全匹配)

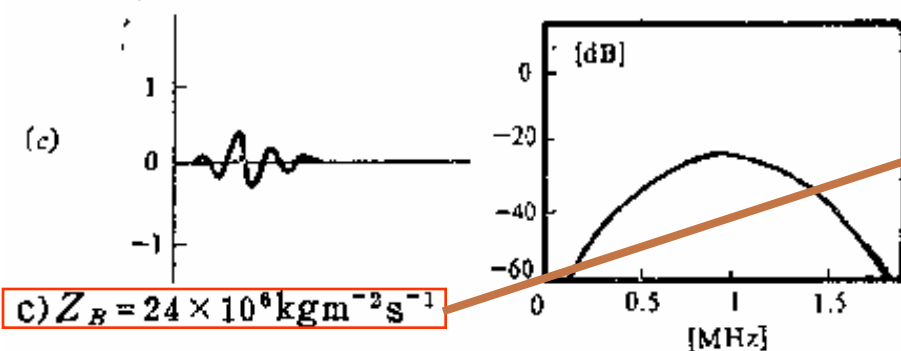
重阻抗匹配时, 电阻抗曲线平坦, 换能器输出功率小, 组织中声脉冲缩短、提高了轴向分辨率。



声阻抗失配严重，
产生长脉冲回声，轴向
分辨率最低；



声阻抗失配较严重，
回声脉冲长度有所缩短，
轴向分辨率有所提高；



声阻抗全匹配，回
声脉冲长度最短，频带
宽度增加，轴向分辨率
最高。

图3-27 不同背衬阻尼材料情况下的
脉冲回声形状和频谱

一、有损耗背衬



理论上，当 $Z_B = Z_T$ 全匹配是反射到背衬的声能全吸收，但背衬的能量吸收虽然增加了频带宽度、提高了回波轴向分辨率，却同时导致了换能器灵敏度降低。故设计时要这种考虑轴向分辨率与灵敏度的关系。

二、电阻抗匹配



利用电感并联或串联来改善换能器带宽和灵敏度。

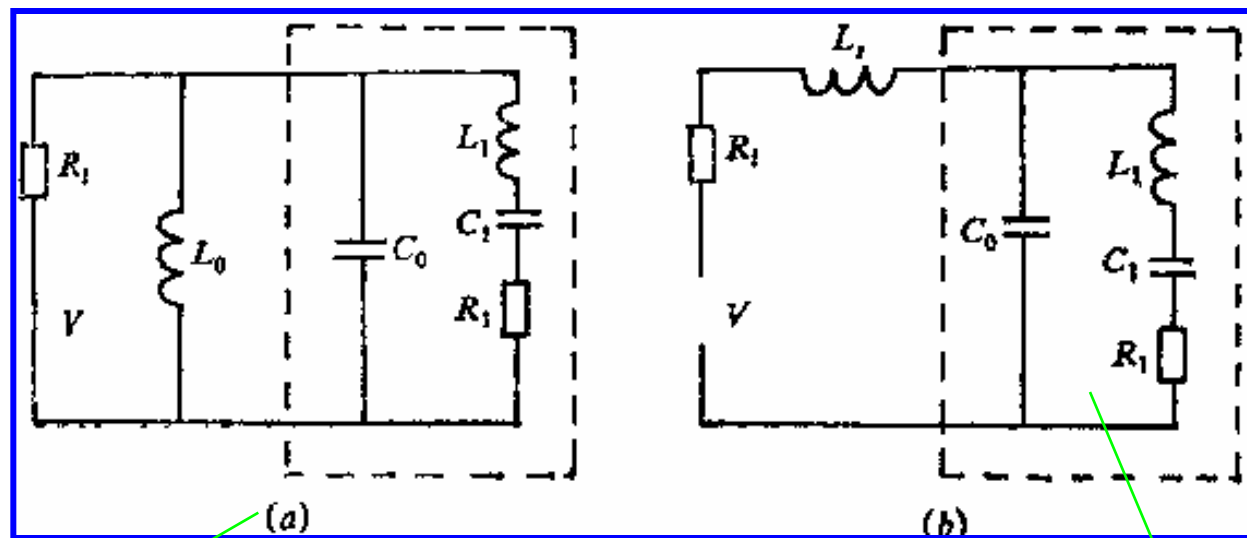


图3-29 (a)并联电感调谐的换能器等效电路
(b)串联电感调谐的换能器等效电路

换能器中心谐振频率为：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_0 C_0}}$$

串联电感型
较少使用

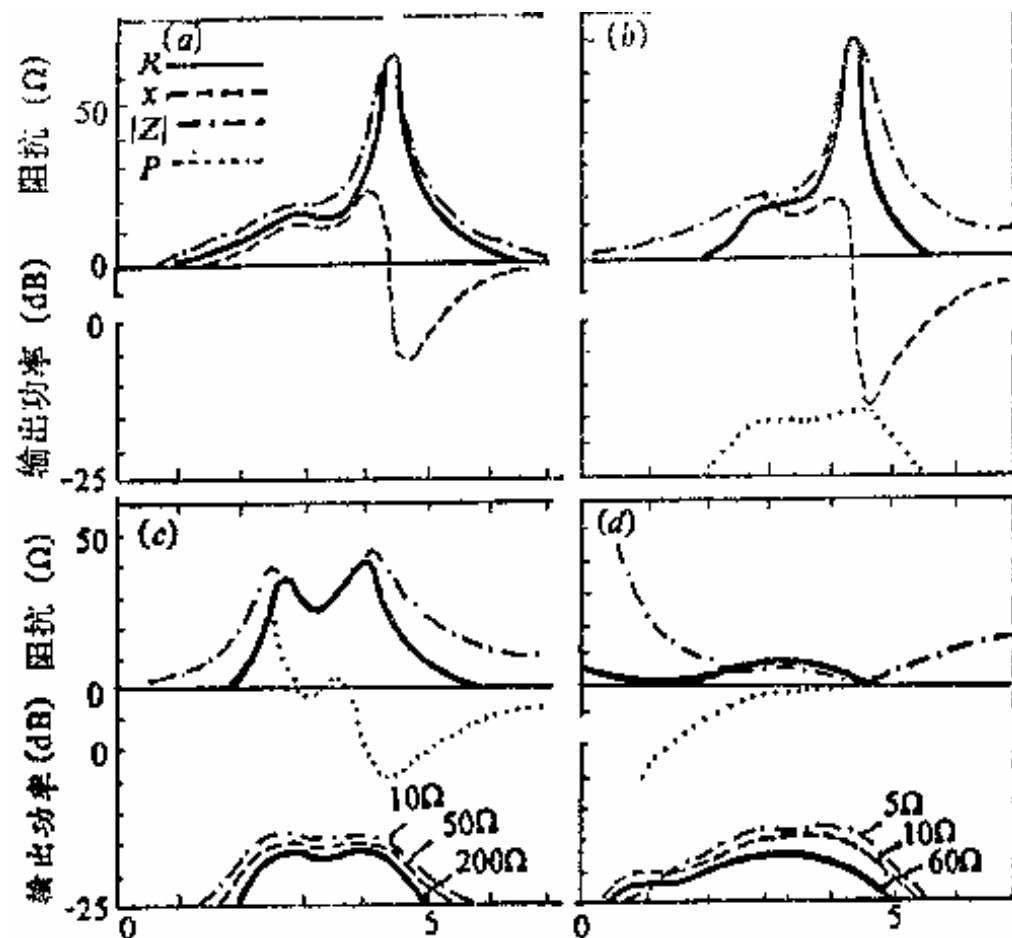


图3-30 并联或串联电感调谐超声换能器

- (a) 3.7MHz 1.9cm的PZT5A换能器实测阻抗特性曲线
 (b) 并联 $0.47\mu\text{H}$ 时作理论模拟的阻抗和输出功率曲线
 (c) 并联 $0.66\mu\text{H}$ 时换能器声阻抗和输出功率曲线
 (d) 串联 $0.50\mu\text{H}$ 时换能器声阻抗和输出功率曲线

三、1/4波长匹配层



可以有更多层匹配层，其阻抗为：

$$Z_f = \sqrt{Z_T Z_M}$$

匹配层厚度为：

$$d = \frac{1}{4} \lambda_f$$

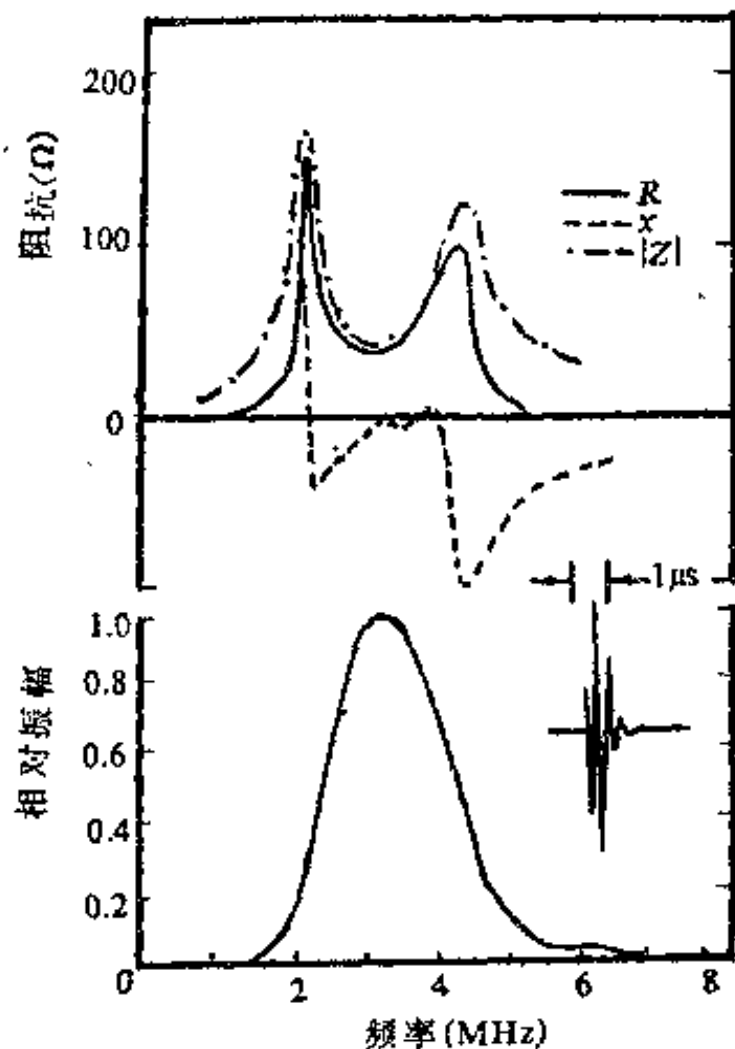


图3-32 实际测量应用1/4波长匹配层的3.5MHz、1.9cm直径的PZT5A超声换能器的阻抗和振幅频响特性

超声换能器



- 机械和电参数的耦合
- 实际上是**力弹性**和**介电性**的共同作用；
- 表现出振动还是电压主要是那种能力占主导；
- **力学品质系数**和**电学品质系数**体现的是其能量和衰减；
- **机电耦合系数**体现的是发出的电能和贮入的机械能之比，
或发出的机械能和贮入的电能之比
- **厚度振动**：最好是在一个方向振动，减弱其他方向；

换能器的特性



频率特性

- 工作频率与频率匹配：谐振以获得最大辐射功率
- 频带宽度：带宽宽些较好，但是太宽噪声较大

阻抗匹配

- 电阻抗匹配
- 声阻抗匹配

吸收特性

- 吸声层吸收后面发射的声波

灵敏度

- 与换能器的换能特性有关，有效机电耦合系数

辐射特性

- 空间上的声场分布

§ 5 医用单振子超声换能器的结构域声场



一、单振子超声换能器的种类和基本结构

仅有一个压电晶片，可以用于诊断（单探头）与治疗（声头）。

单探头一般应用与A型和M型超声诊断仪中，用于诊断腹部、脑颅、心脏等；

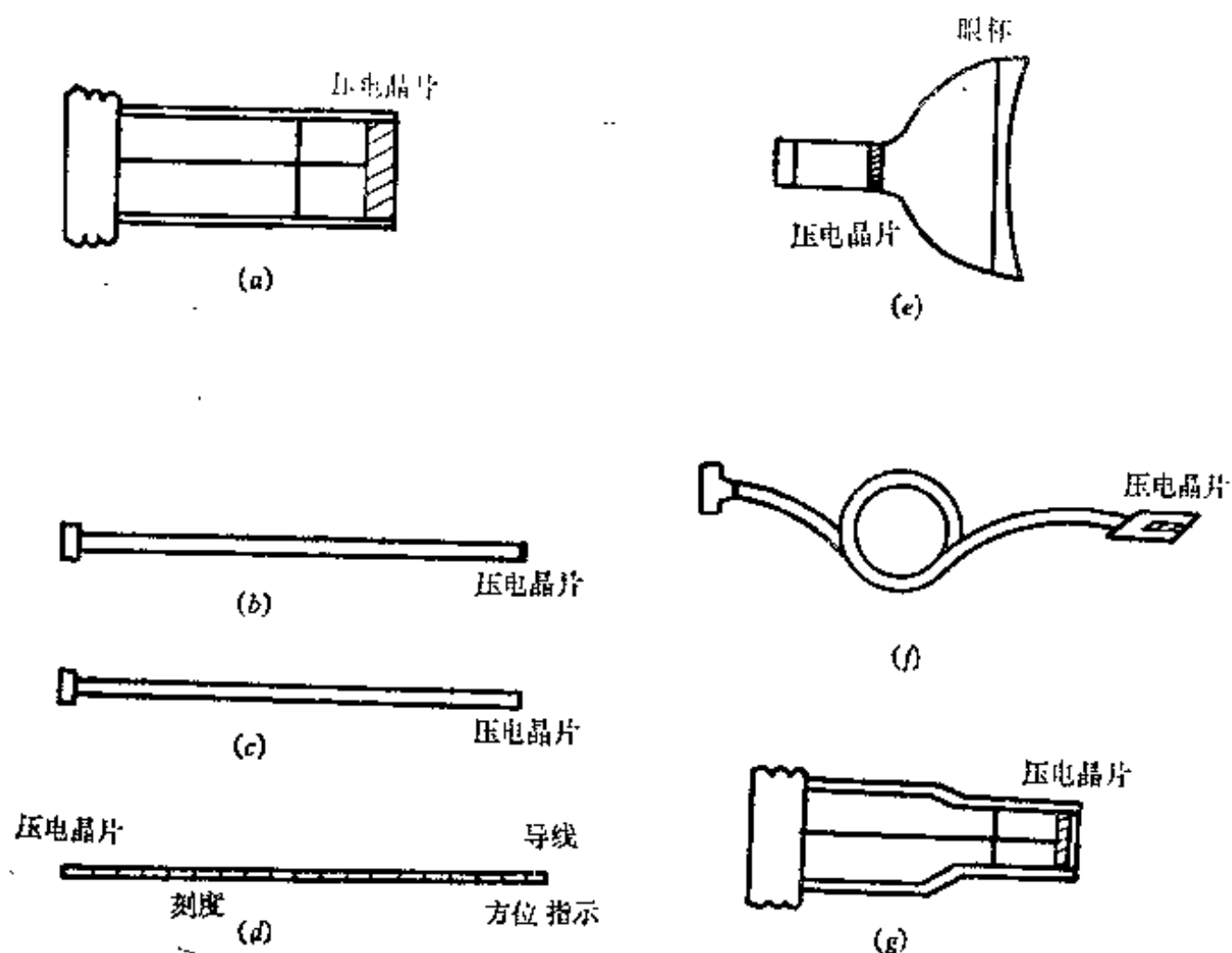


图3-33 单探头的一些类型

- (a) 常用的单探头 (b) 阴道内探头 (c) 乙状结肠镜探头 (d) 脑针形探头
(e) 手术探头 (f) 眼杯式探头 (g) 儿科用探头

一、单振子超声换能器的种类和基本结构



通常是收发两用的；有时壳体中还装有阻抗变换器，前置放大器，阻尼电阻及调谐电感等。

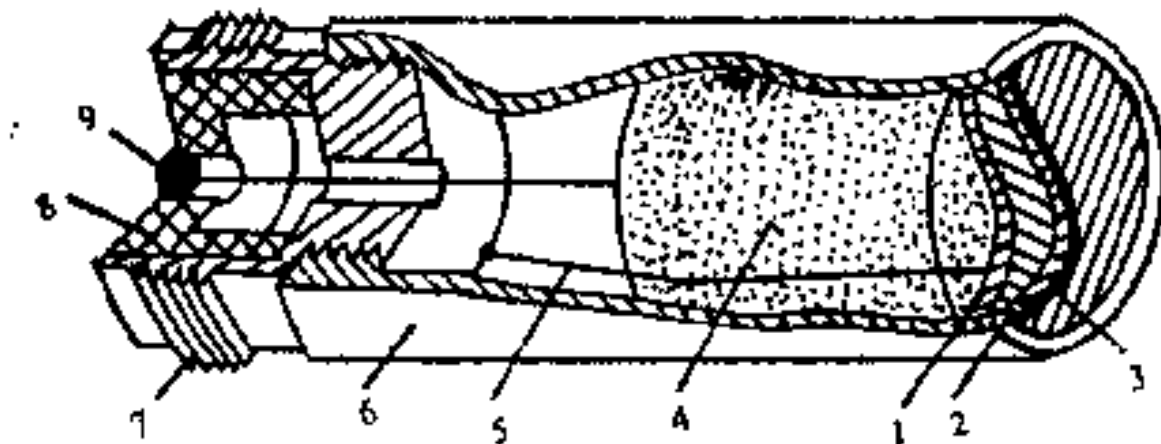
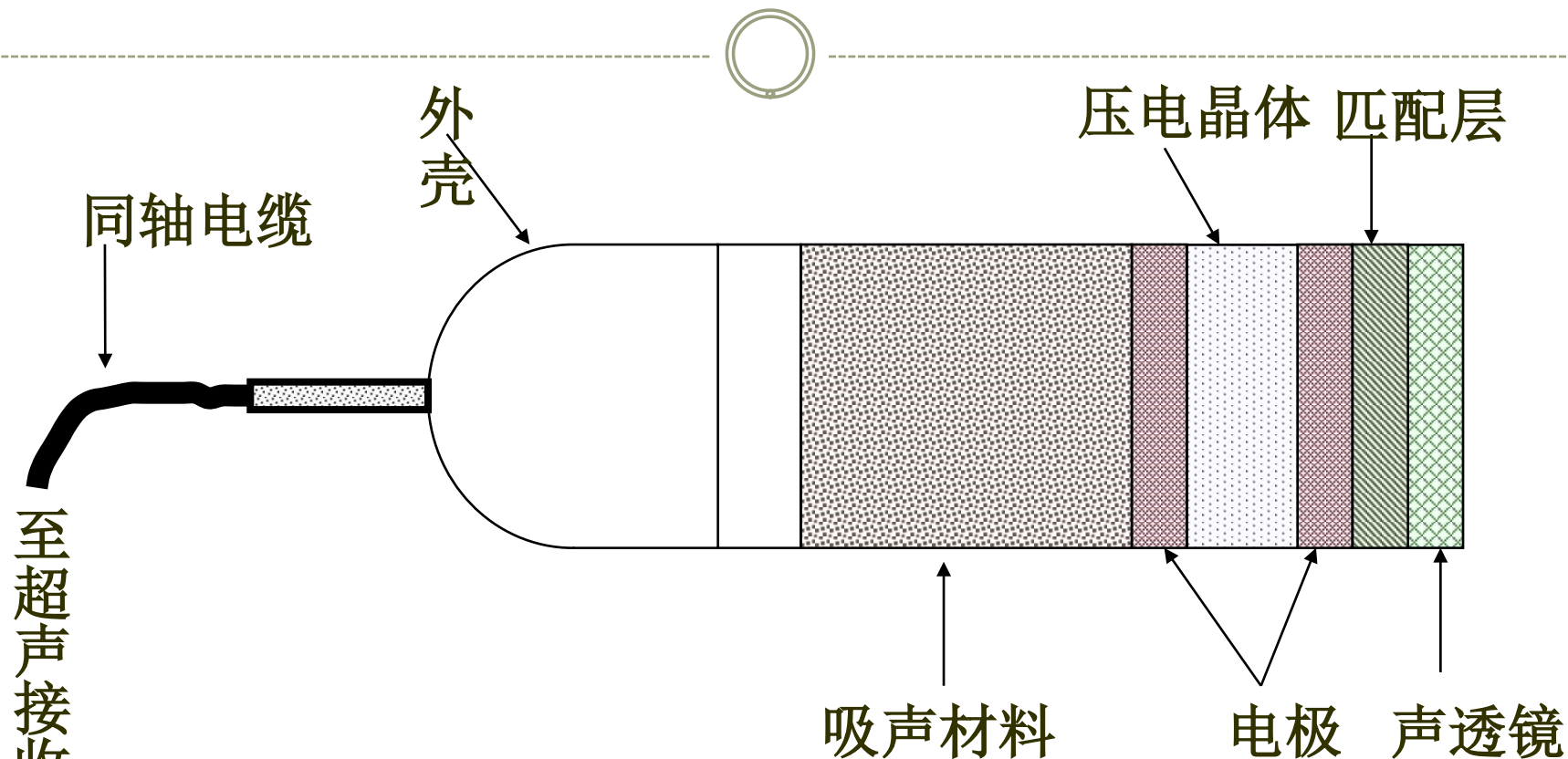


图3-34 单探头内部结构

1. 压电晶片 2. 匹配层 3. 保护层 4. 背衬层 5. 负电极引线
6. 外壳 7. 接插座 8. 绝缘衬垫 9. 正电极引线

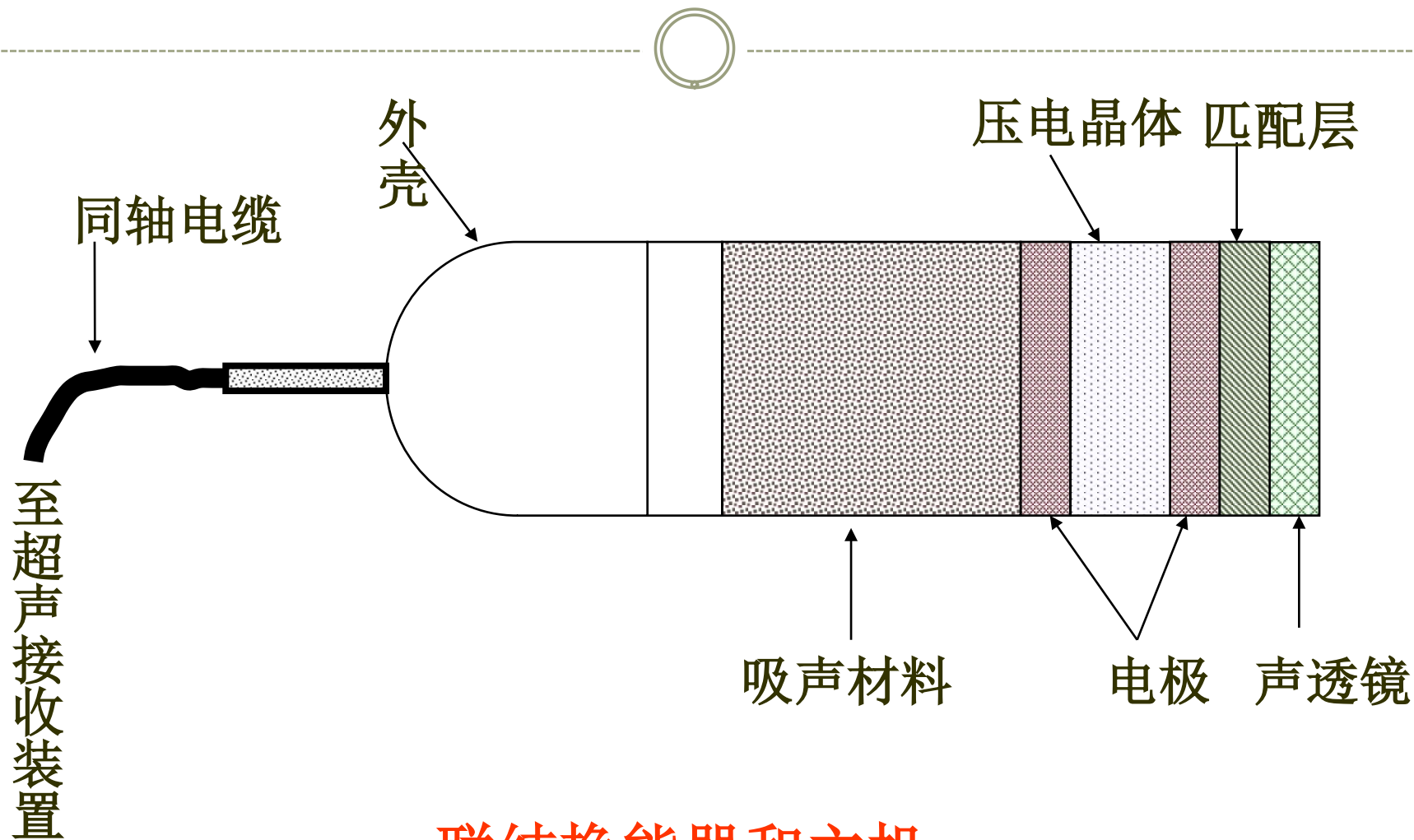
一、单振子超声换能器的种类和基本结构



至超声接收装置

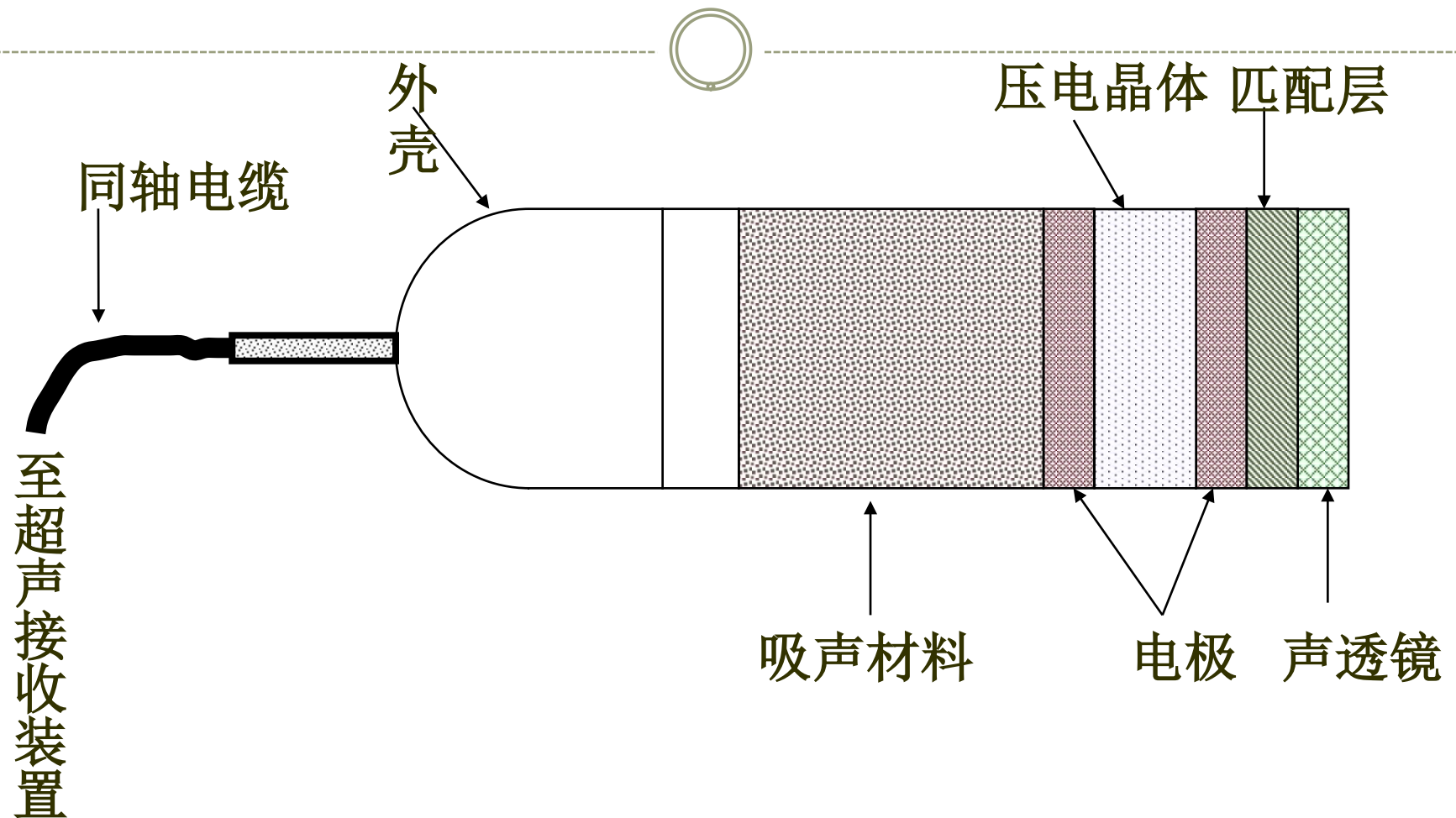
超声换能器

一、单振子超声换能器的种类和基本结构



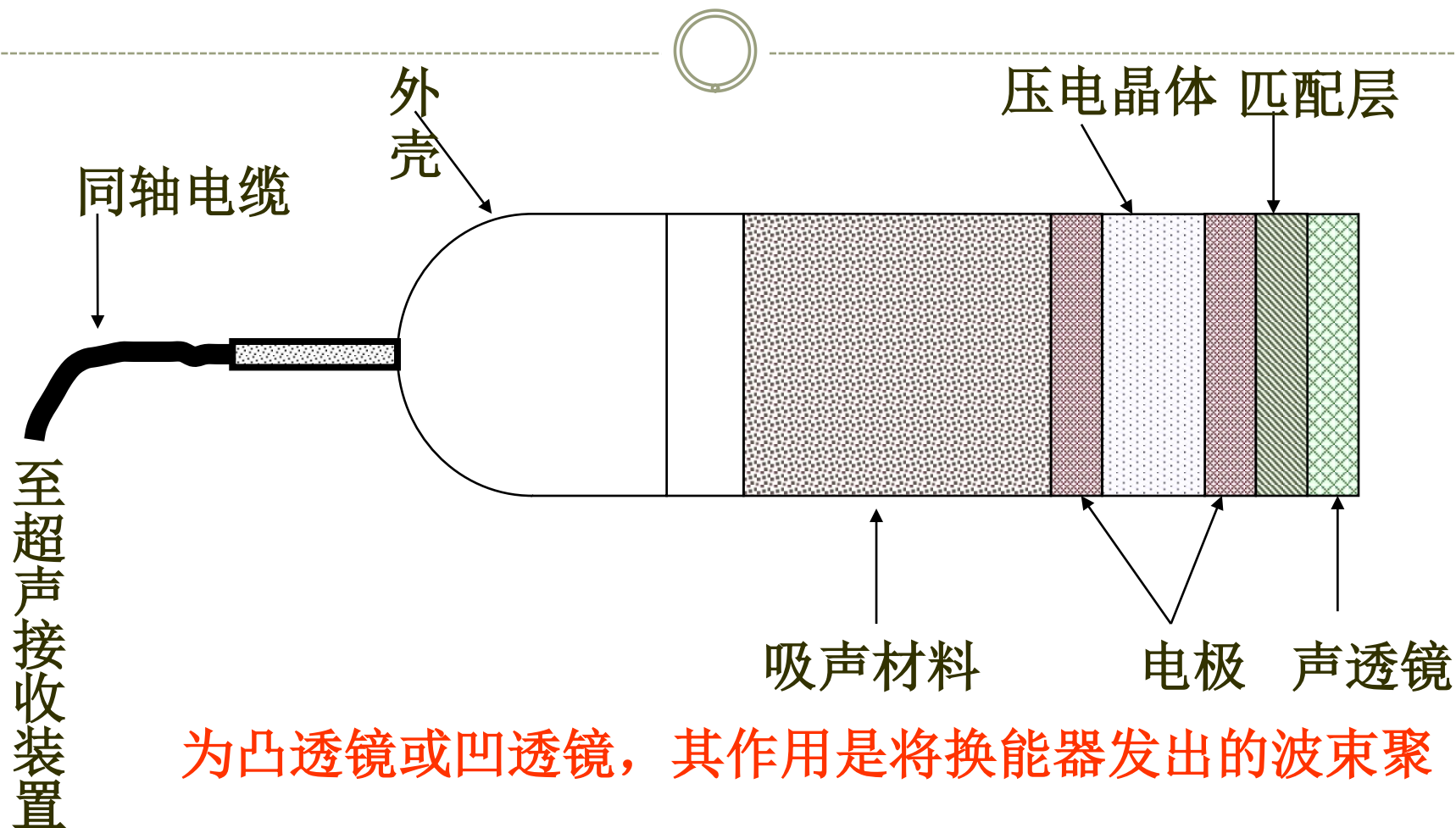
联结换能器和主机。

一、单振子超声换能器的种类和基本结构



支撑，屏蔽，密封和保护换能器。

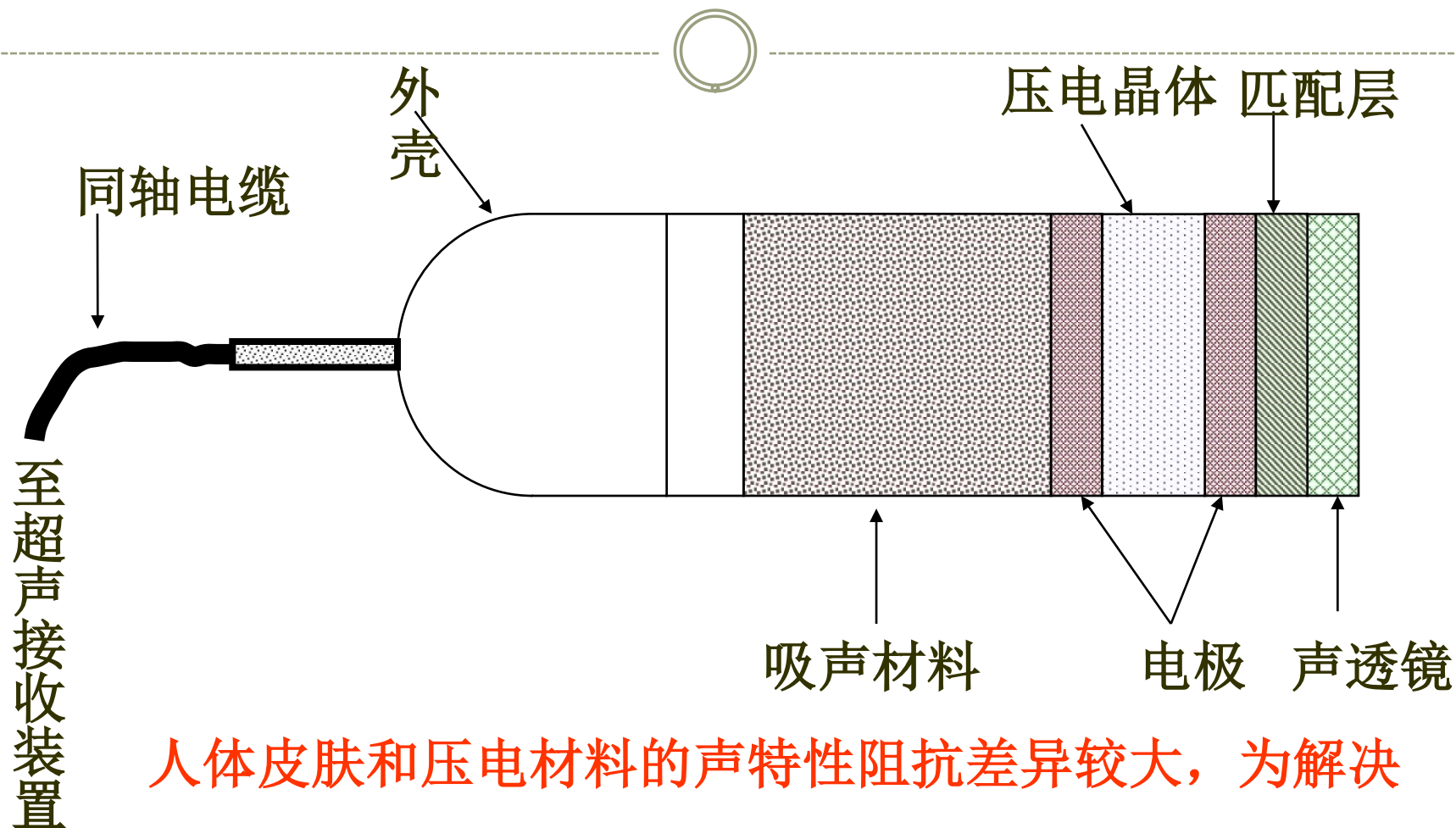
一、单振子超声换能器的种类和基本结构



为凸透镜或凹透镜，其作用是将换能器发出的波束聚

焦，以提高超声诊断仪的分辨力。

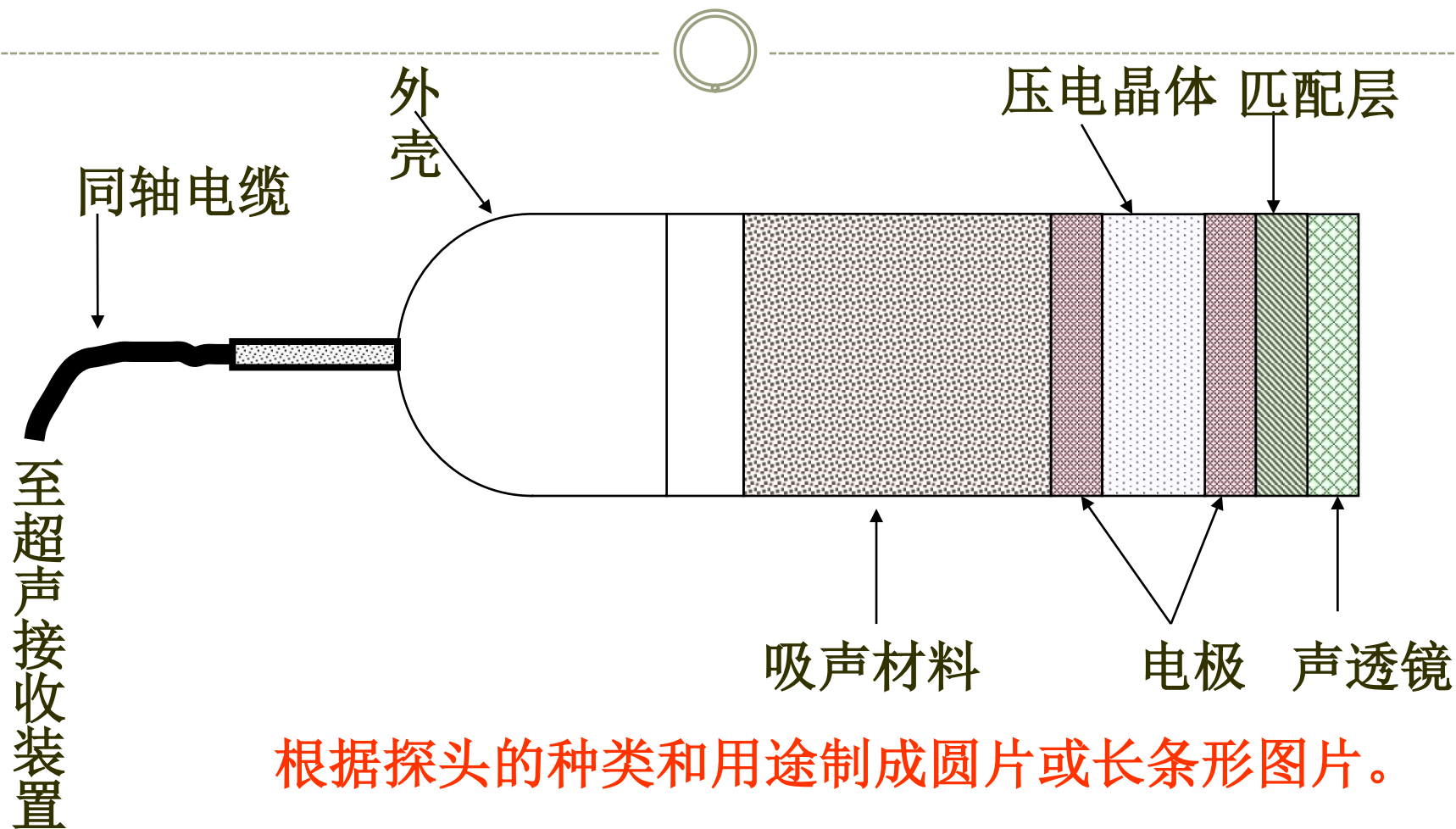
一、单振子超声换能器的种类和基本结构



人体皮肤和压电材料的声特性阻抗差异较大，为解决

他们之间的声学匹配，在晶片前方需加一层或多层匹配层。

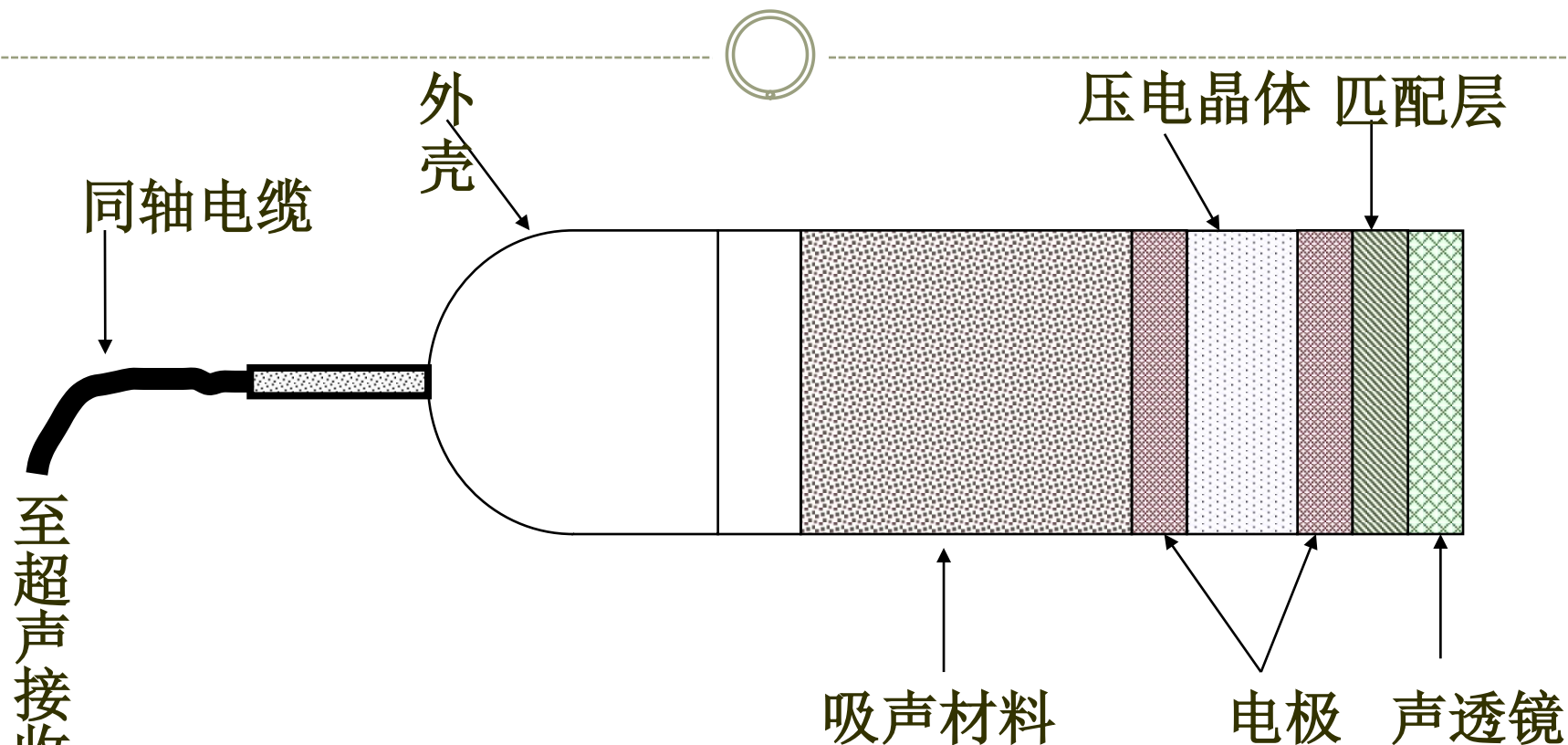
一、单振子超声换能器的种类和基本结构



根据探头的种类和用途制成圆片或长条形图片。

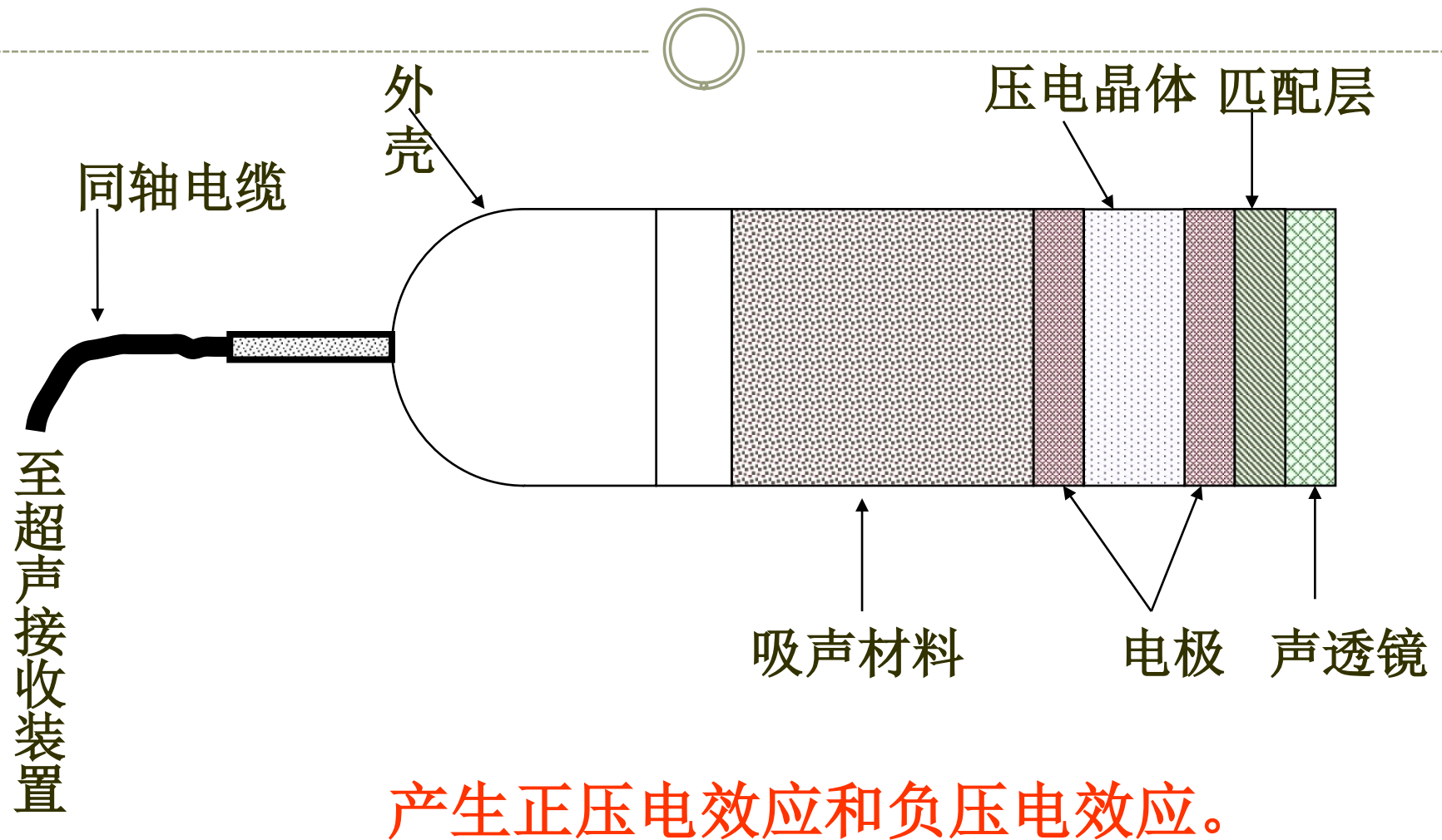
其谐振频率由其厚度决定，厚度越小谐振频率越高。

一、单振子超声换能器的种类和基本结构



制成吸声块，作用是将向后辐射的声能几乎全部吸收掉，以消除后向干扰。它同时也是晶体振动的阻尼装置，以缩短振动周期。超声的振动周期由晶体和阻尼材料决定，它影像成像的轴向分辨力。

一、单振子超声换能器的种类和基本结构



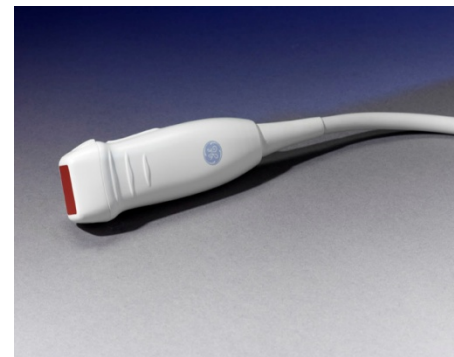
各种探头（换能器）



凸阵探头



线阵探头



相控阵探头



穿刺探头



腔内探头



术中探头

脉冲回波式探头



单探头

机械探头

它通常选用磨制成平面薄圆片形的压电陶瓷作为换能器。擦式聚焦通常采用薄壳球形或碗型换能器有源聚焦和平面薄圆片配声透镜聚焦两种方式。常用于A型、M型、机械扇扫和脉冲多普勒工作方式的超声诊断仪中。

术中探头

穿刺探头

经腔内探头

脉冲回波式探头



机械探头

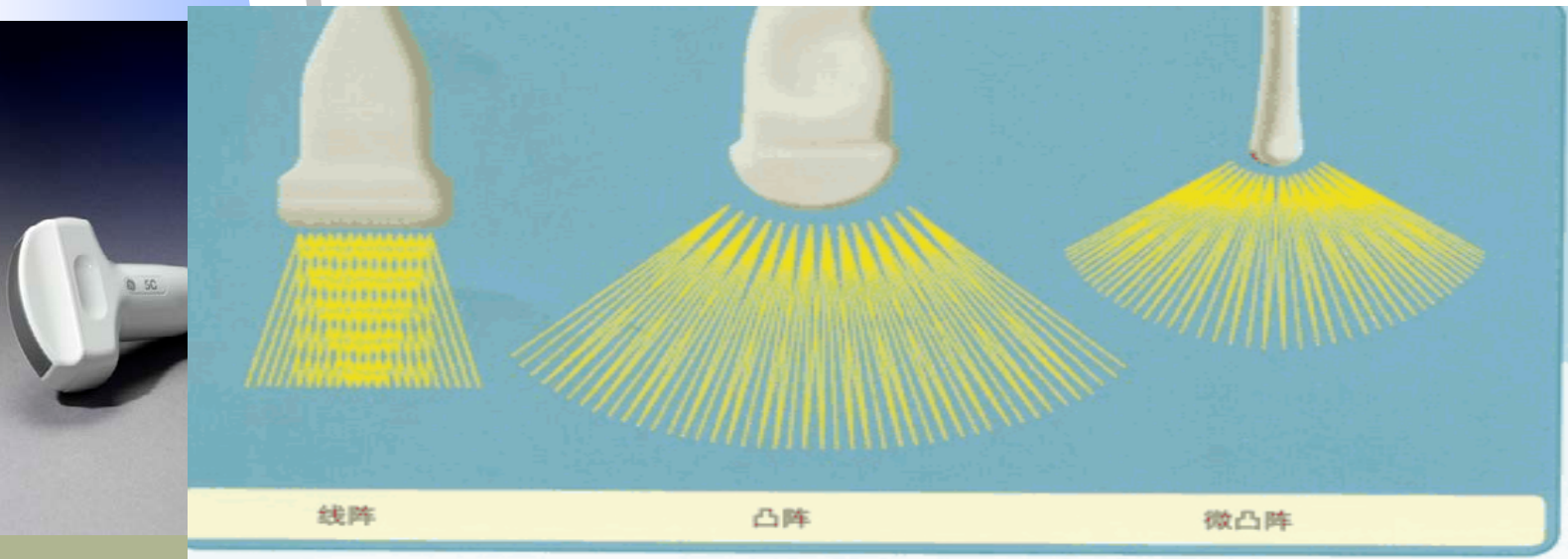
按压电晶片数和运动方式可分为单元换能器往返摆动扫描和多元换能器旋转切换扫描探头两类。按扫差平面特性可分为扇形扫查、全景径向扫查和矩形平面线形扫查探头。

脉冲回波式探头

最常见

电子探头

它采用多元结构，利用电子学原理进行声束扫查。按结构和工作原理它可分为线阵、凸阵和相控阵探头。



脉冲回波式探头

术中探头

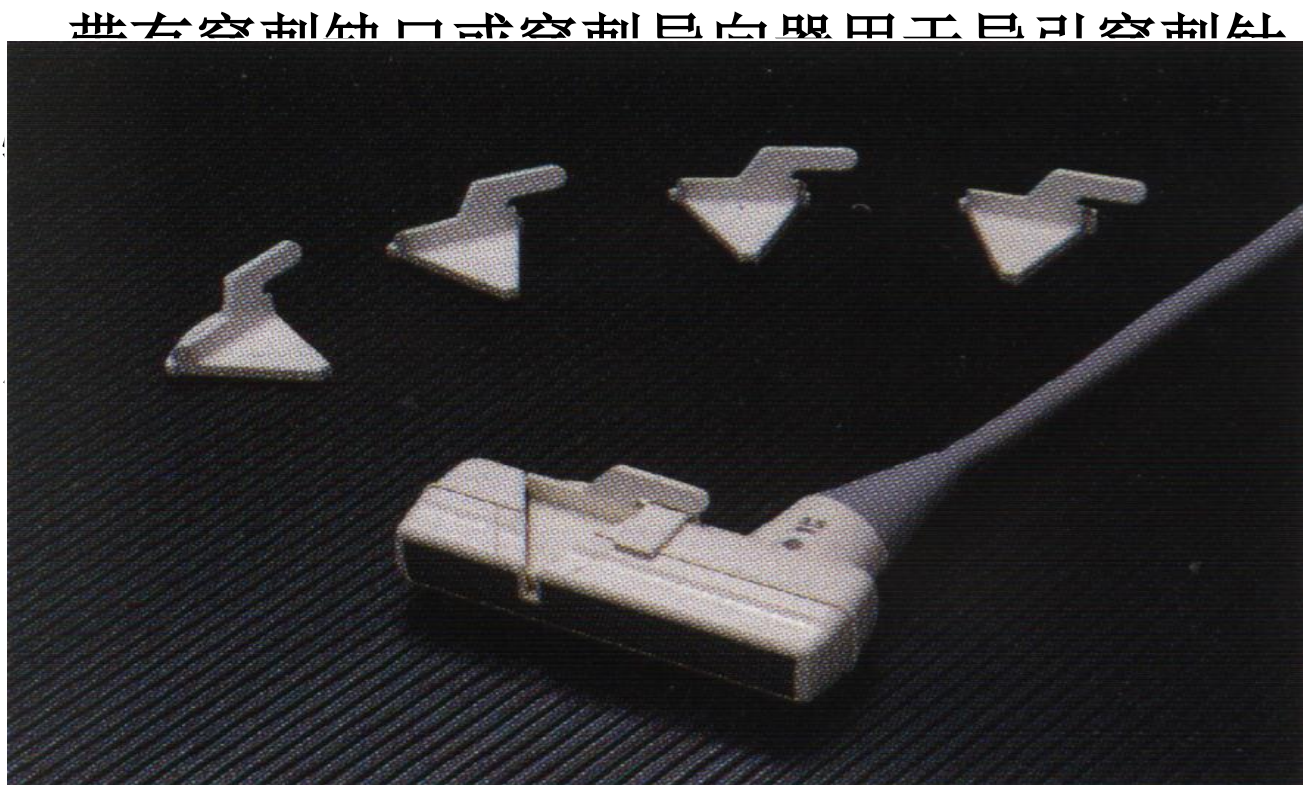
它是在手术过程中用来显示体内结构及手术器械位置的，属于高频探头，频率在7MHz左右，具有体积小，分辨力高的特点。它有机械扫描式、凸阵式和线控式三种。



脉冲回波式探头

穿刺探头

的
查
经



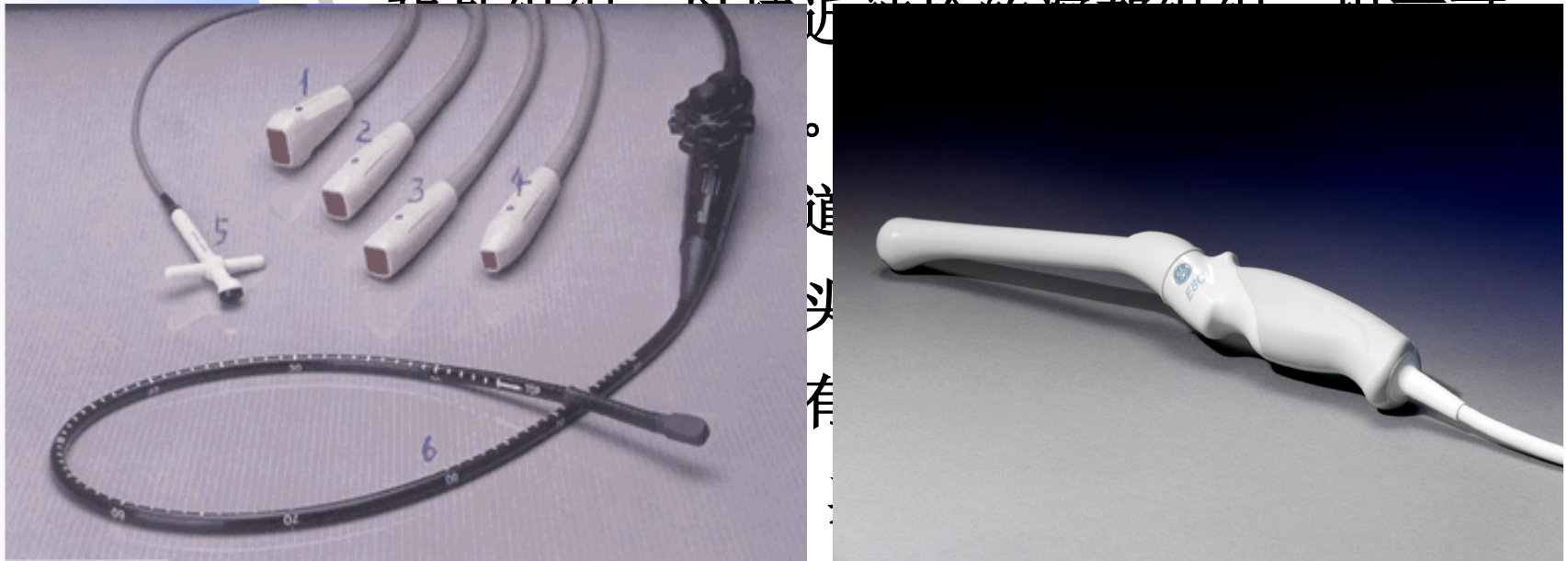
脉冲回波式探头

经腔内探头

它通过相应的体腔，避开肺气、肠胃气

和粪便组织，以接近心脏的周围组织，提高了

。道头有

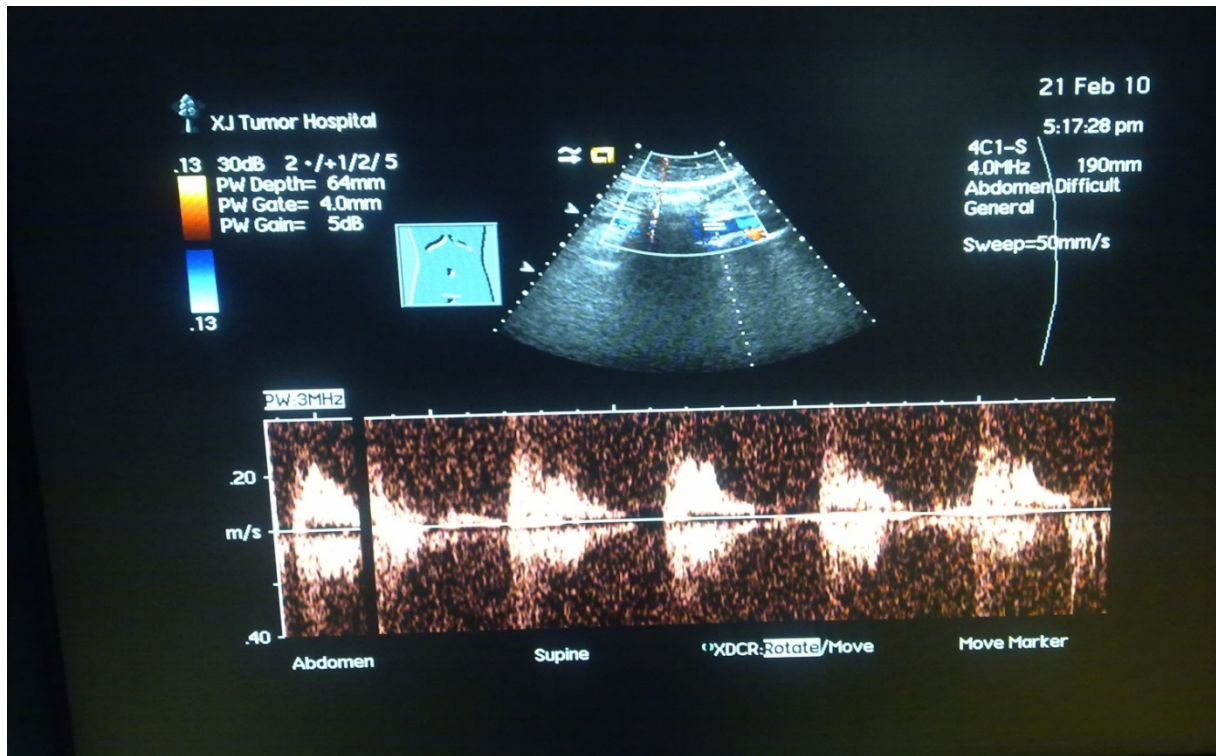


6MHz左右。近年还发展了口径小于2mm、
频率在30MHz以上的经血管探头。

脉冲回波式探头

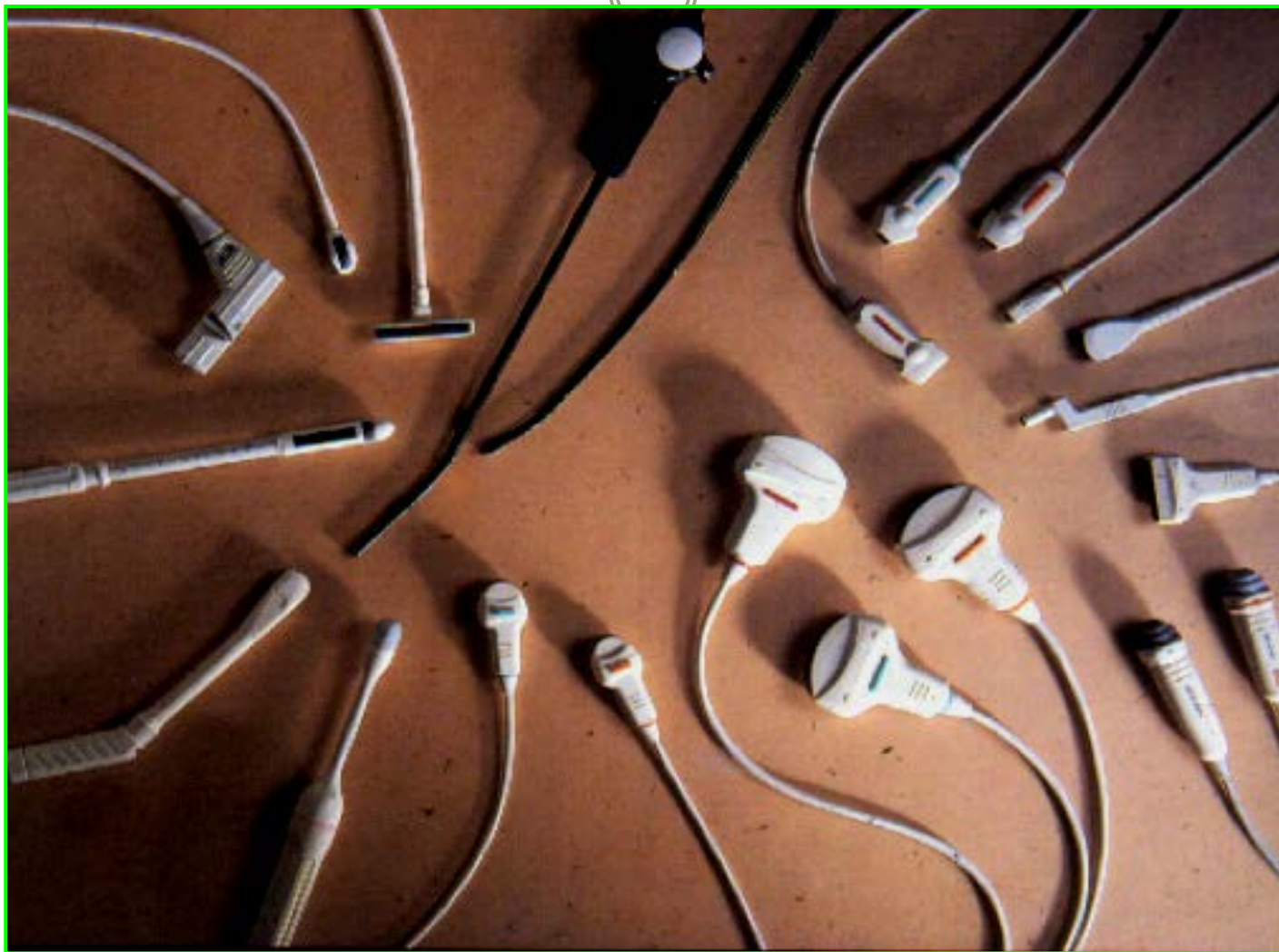


多普勒探头



主要利用多普勒效应测量血流参数，以及心血管疾病
疾病的诊断，亦可以用于胎儿监护。

超声探头



二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性



超声场：弹性介质中充满超声能量的空间。

超声波换能器所产生的超声波将在空间形成一特定的声场分布，与换能片的形状、尺寸等有关。影响超声检测灵敏度和分辨率。

不同的超声振源及不同的传播条件将形成不同的超声场。

对超声场的了解，有助于认识和理解超声波在人体内的传播规律。

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性

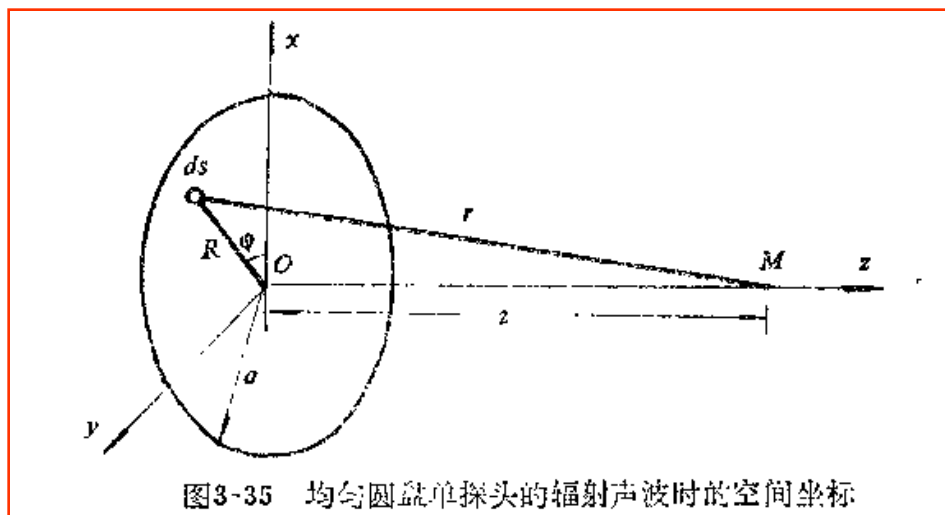
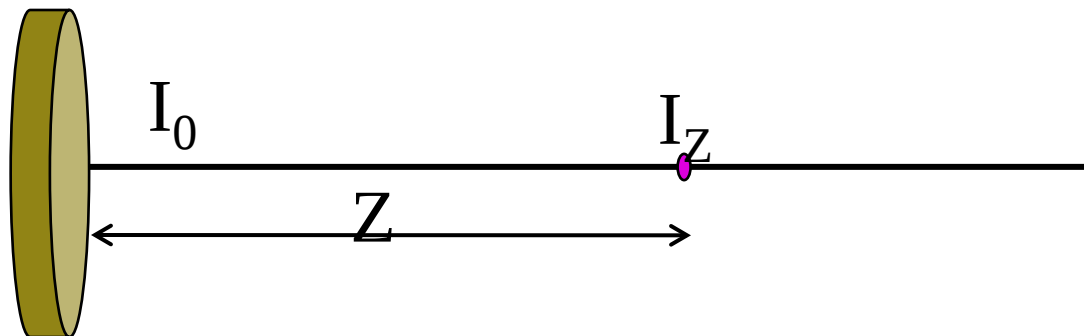


图3-35 均匀圆盘单探头的辐射声波时的空间坐标

一个圆形压电晶片振源，可认为其发射面是由许多独立的振源组成的。它们各自发射球面波，超声场即由这些球面波相互干涉而形成。

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性

一) 声源轴线上的声压和声强分布;



令压电片表面上各点的振幅和位相都相同，在等幅连续波激励方式下，沿中心轴超声强度的稳定分布是：

$$\frac{I_z}{I_0} = \sin^2 \left| \frac{\pi}{\lambda} [(a^2 + Z^2)^{1/2} - Z] \right|$$

a ：圆片半径， λ ：超声波波长， Z ：轴上给定点与中心的距离， I_0 ：最大声强度， I_z ：轴上给定点的声强度。

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性



$$\frac{I_z}{I_0} = \sin^2 \left| \frac{\pi}{\lambda} [(a^2 + Z^2)^{1/2} - Z] \right|$$

- 周期函数；
- $I_z/I_0 \geq 0$ ，最大值为1；
- I_z/I_0 与 Z ， a ， λ 有关。

在中心轴上振幅最大的位置为：

$$Z_{\max} = \frac{4a^2 - \lambda^2(2m+1)^2}{4\lambda(2m+1)}, m = 0, 1, 2, \dots$$

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性



一) 声源轴线上的声压和声强分布

$$Z_{\max} = \frac{4a^2 - \lambda^2(2m+1)^2}{4\lambda(2m+1)}, m = 0, 1, 2, \dots$$

若 $a^2 \gg \lambda^2$ (平面波近似), 中心轴上最大值位置:

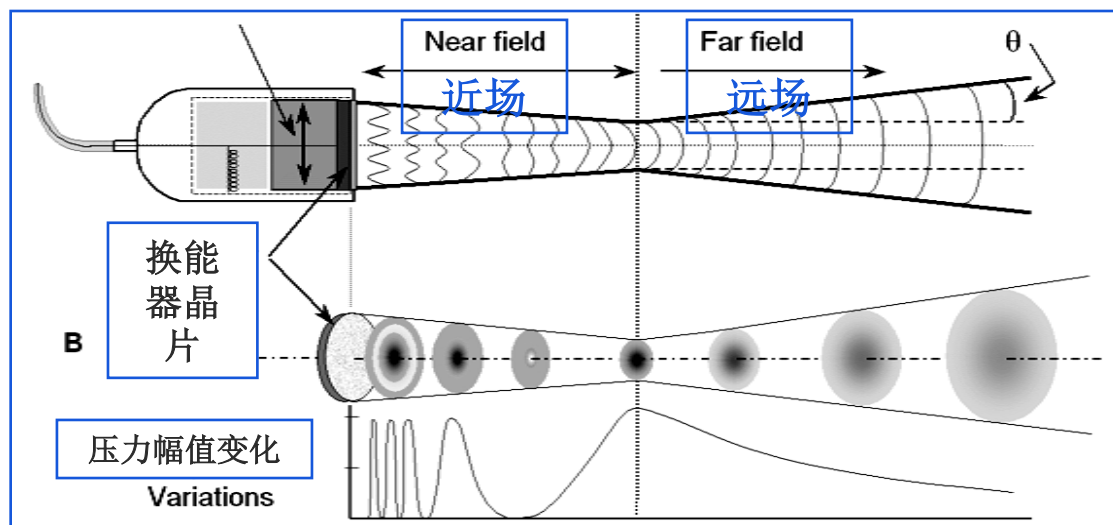
$$Z_{\max} = \frac{4 - \left(\frac{\lambda}{a}\right)^2(2m+1)^2}{\frac{4\lambda(2m+1)}{a^2}} \approx \frac{4}{\frac{4\lambda(2m+1)}{a^2}} = \frac{a^2}{\lambda(2m+1)}$$

中心轴上最后一个最大值位置:

$$Z_0 = \frac{a^2}{\lambda} = a^2 f / C$$

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性

一) 声源轴线上的声压和声强分布;



Z 继续增大大时，声束轴线上的声压将随着距离增加而衰减。

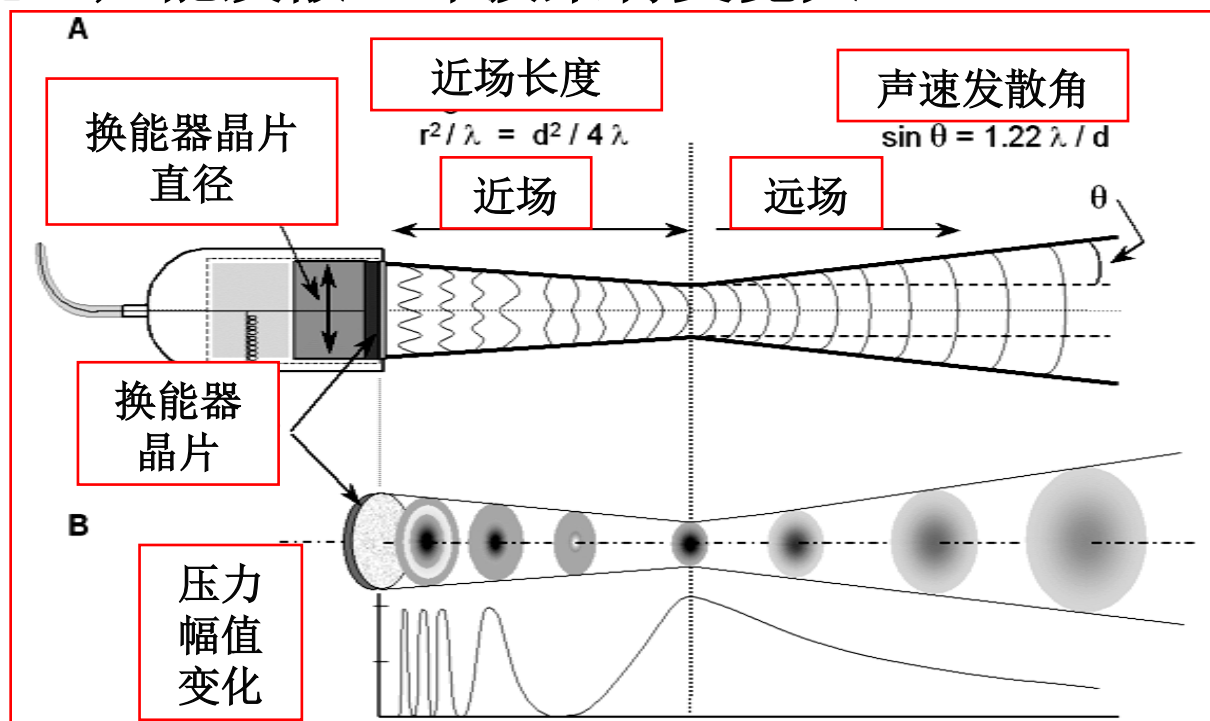
通常把 Z_0 位置作为超声场的近场区和远场区的分界点 N

$$N = \frac{a^2}{\lambda} = a^2 f / C$$

一) 声源轴线上的声压和声强分布

(1) 近场区 (Near field region) 内的声压分布有一极大值和一极小值，声能集中。

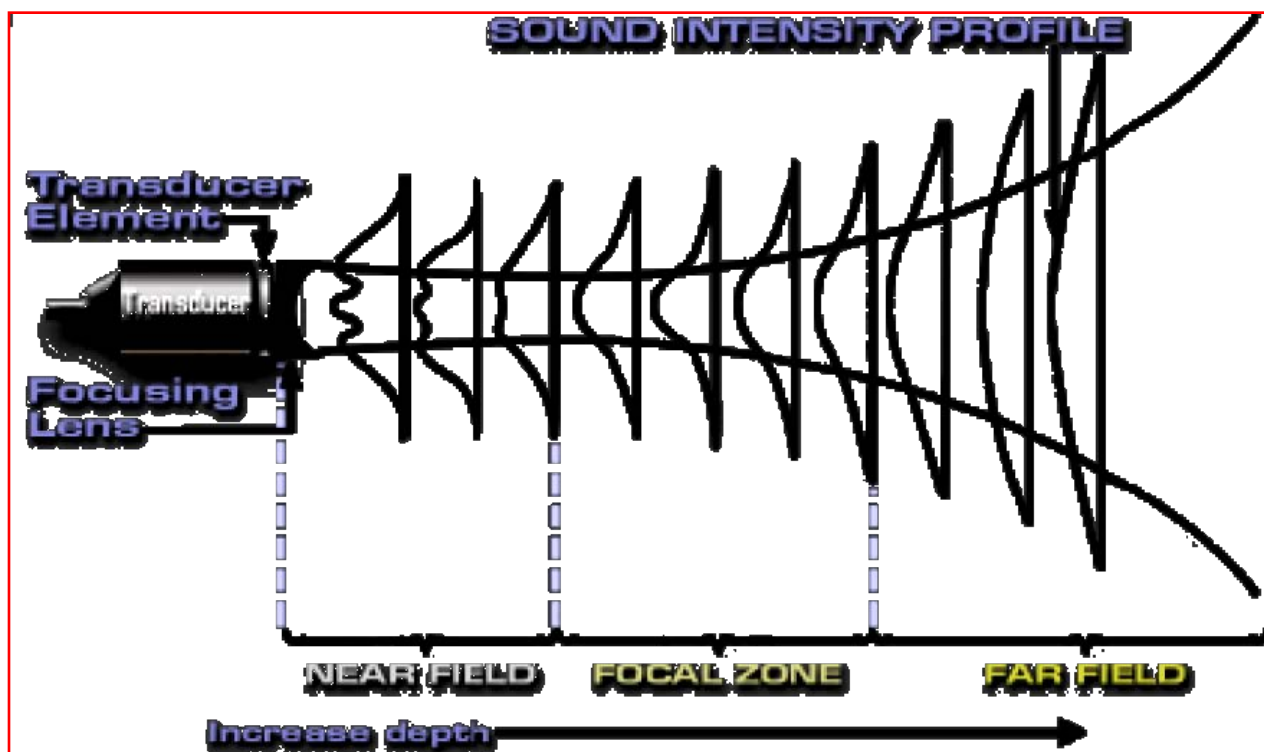
(2) 远场区 (far field region) 内的声压分布无起伏，呈单值变化，声能发散，即波束将变宽大。



一) 声源轴线上的声压和声强分布

(1) 近场区 (Near field region) 内的声压分布有一极大值和一极小值, 声能集中。

(2) 远场区 (far field region) 内的声压分布无起伏, 呈单值变化, 声能发散, 即波束将变宽大。



一) 声源轴线上的声压和声强分布



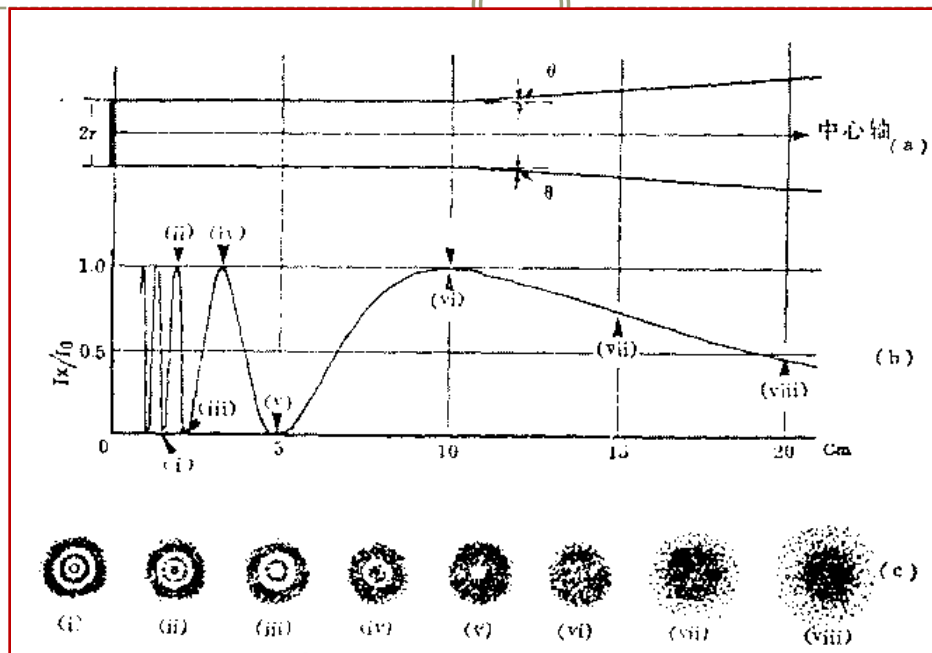
例：f=1.5MHz, a=1cm的圆板型超声换能器，在水中辐射，声场的分布。

对应轴线上声强各极点处的声束垂直截面上的声强分布

$$N = \frac{a^2}{\lambda} = a^2 f / C$$

近场距离为10cm（由f, a及C=1500m/s值计算出）。

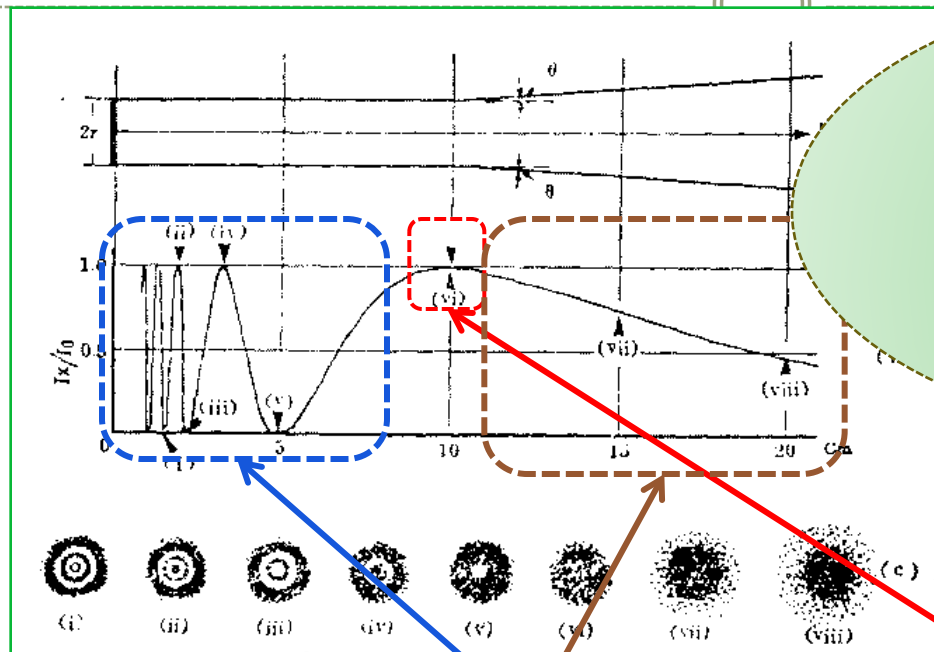
一) 声源轴线上的声压和声强分布



在近场区域内，由于声源发射面各点发射的子波的相互干涉，声强起伏很大，其结果表现为

- ◆1 在与换能器轴线相垂直的截面上，呈现许多同心干涉圆环；
- ◆2 在换能器的轴线上，声强呈周期性起伏。

一) 声源轴线上的声压和声强分布

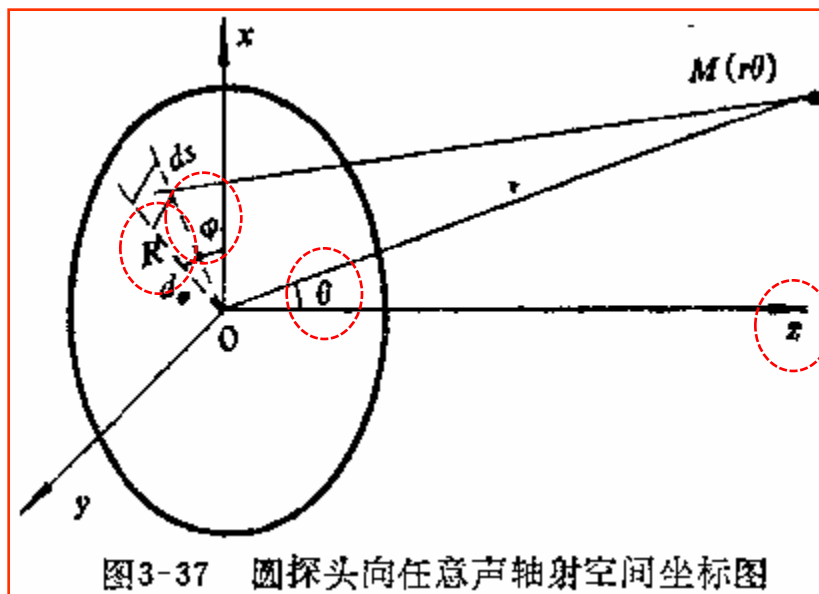


这表明在声场的近场范围内，某些部位上的声能量相对集中

- 在近场/远场分界处，辐射声场取最后一个极大值。
- 在距换能片近处，声场变化频率较高，振荡剧烈，
- 在较远距离时，很快发散，并逐渐过度到球面波。

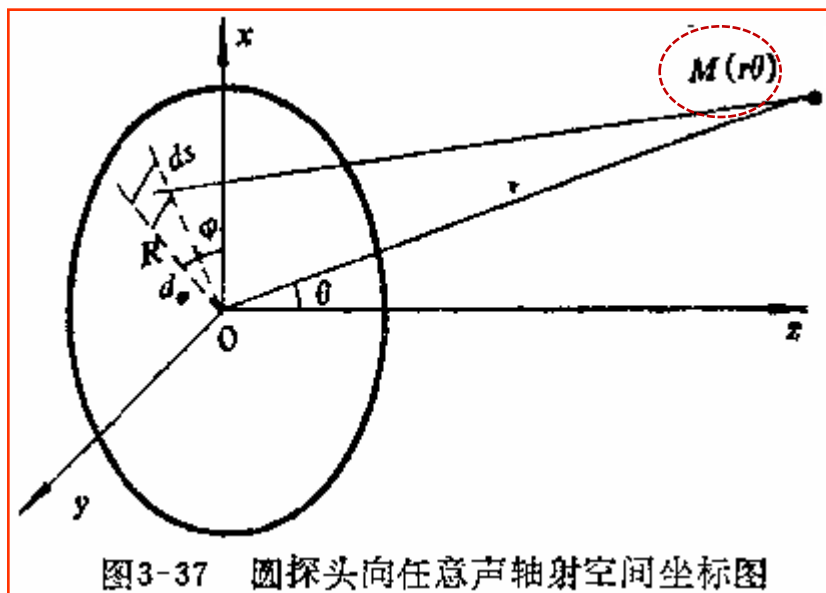
二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性

二) 非轴线上的声压分布和指向性;



◆ 空间给定点的任一时刻的超声场，是各个振源独立贡献的叠加，这些独立贡献分量间的相位差，取决于压电片上各点与空间给定点的距离差异。

二) 非轴线上的声压分布和指向性



半径为 a 的圆平片，距圆心为 r 、与中心轴夹角为 θ 的一点（ $r \gg a$ ），其声压为：

$$P(r, \theta) = \frac{j\rho c k a^2 V_0}{2r} e^{j(\omega t - kr)} \left[\frac{2J_1(ka \sin \theta)}{ka \sin \theta} \right]$$

二) 非轴线上的声压分布和指向性

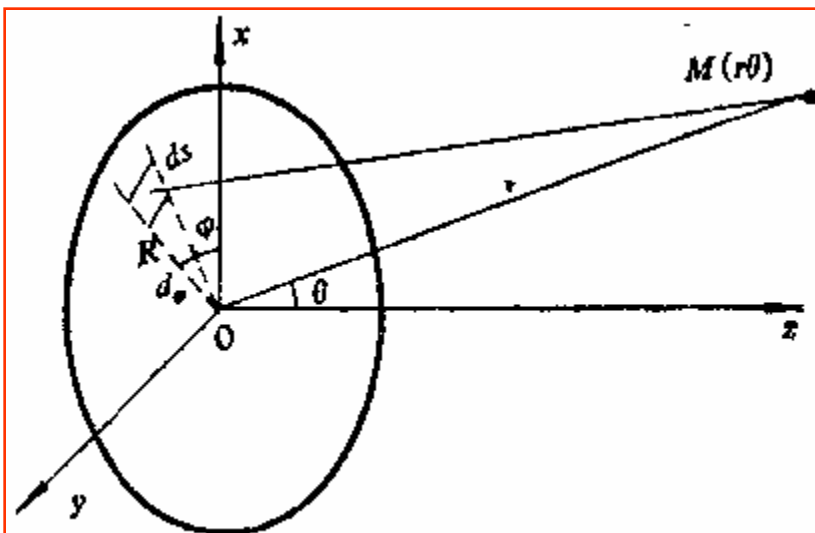


图3-37 圆探头向任意声轴射空间坐标图

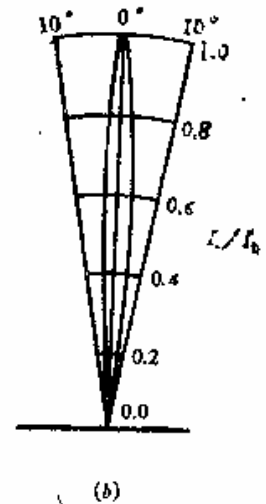
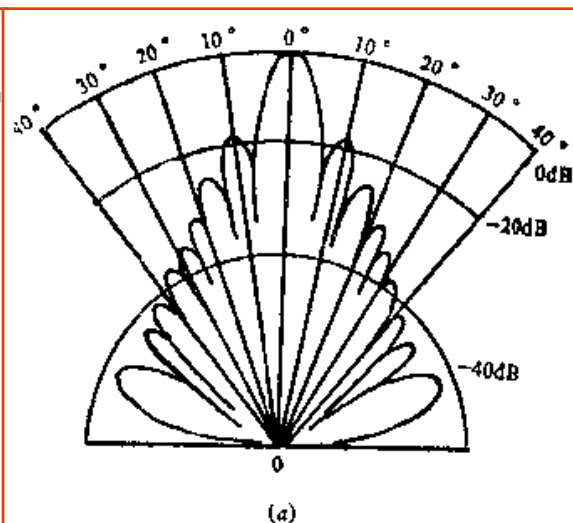
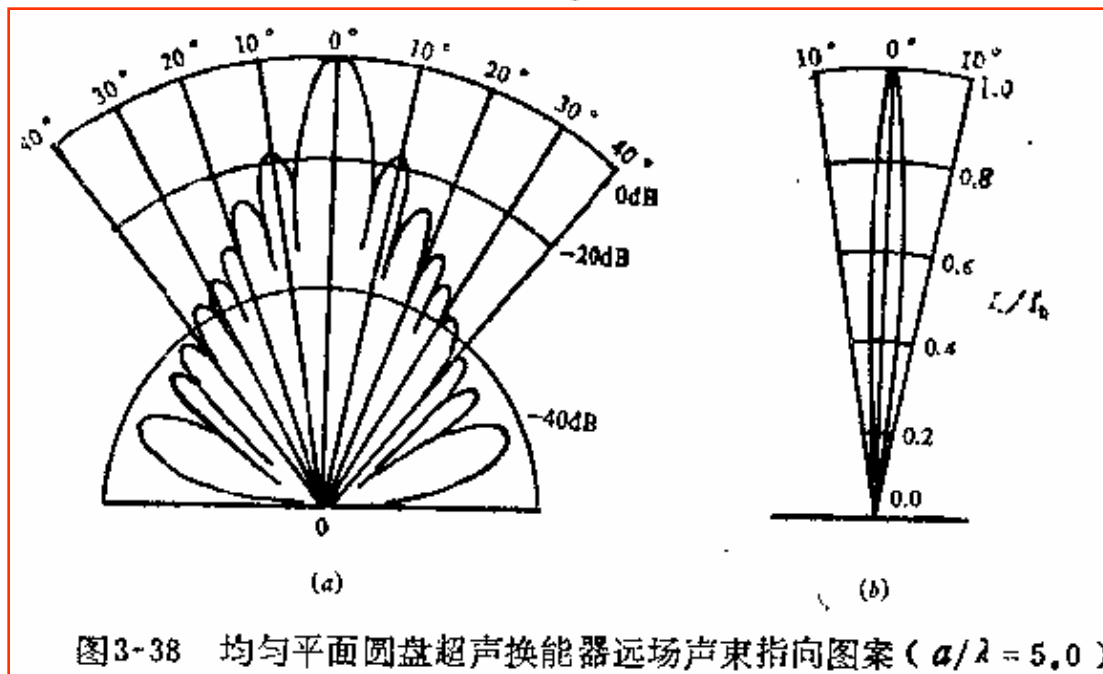


图3-38 均匀平面圆盘超声换能器远场声束指向图案 ($a/\lambda = 5.0$)

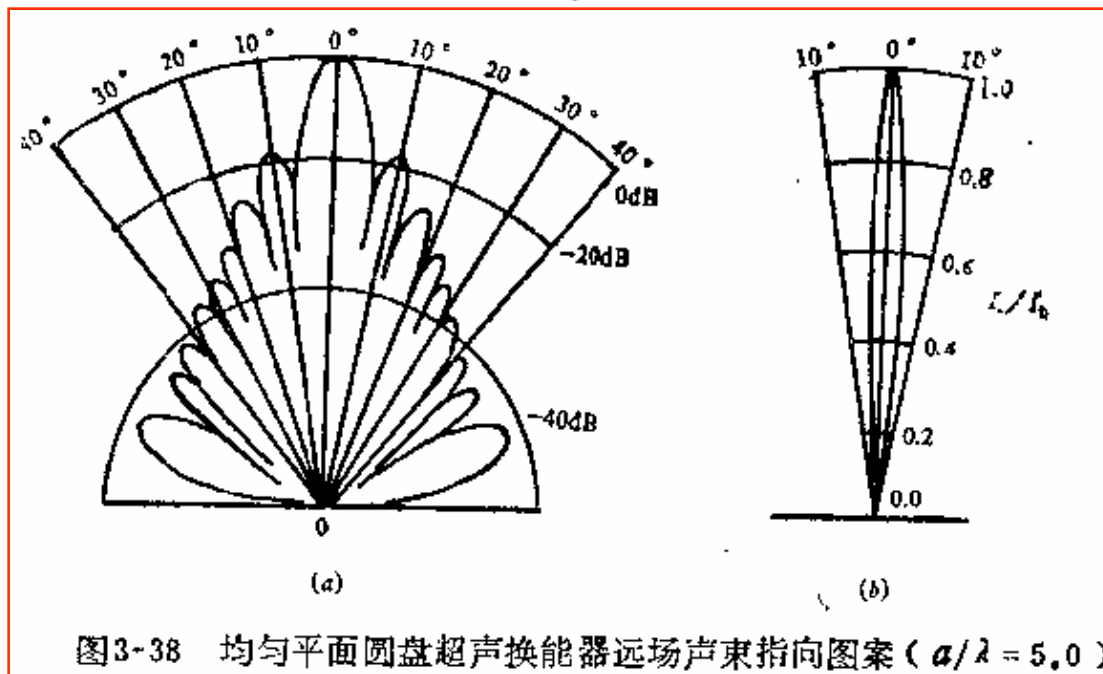
- ◆ 非轴线上主要考虑其指向性问题，超声束的汇聚性；
- ◆ 指向性图案来刻画，
- ◆ 除了主瓣外还有旁瓣；

二) 非轴线上的声压分布和指向性



在近场区，能量主要集中于截面半径为 a 的圆柱内，在近场任一距离 Z 处，沿射束截面直径的能量分布是不均匀的。

二) 非轴线上的声压分布和指向性



图中矢径长度与远场中声压成正比。完整的图形是三维的，它对称于中心轴。

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性

二) 非轴线上的声压分布和指向性;

◆指向性因数

描述声场的指向特性

发射超声换能器主轴上远处某点上某频率的声压幅值与通过此点的同心球面上同一频率声压幅值之比

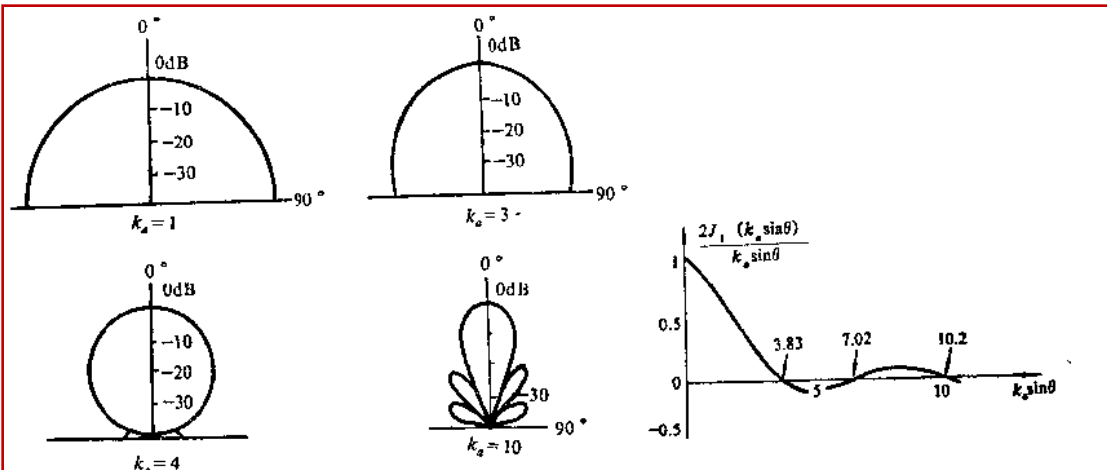


图3-40 不同半径与波长比时的活塞声源指向性图案 a) $ka = 1$, b) $ka = 3$
c), $ka = 4$, d) $ka = 10$

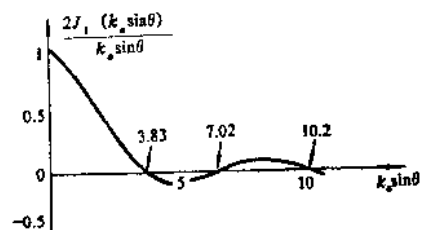


图3-41 均匀圆盘超声换能器的指向性因数

二、均匀圆盘单探头辐射超声场特性

二) 非轴线上的声压分布和指向性;

◆ 指向性因数

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

$D(\theta)$ 为指向性函数，描述当 r 给定时声压与方位角 θ 间的关系。

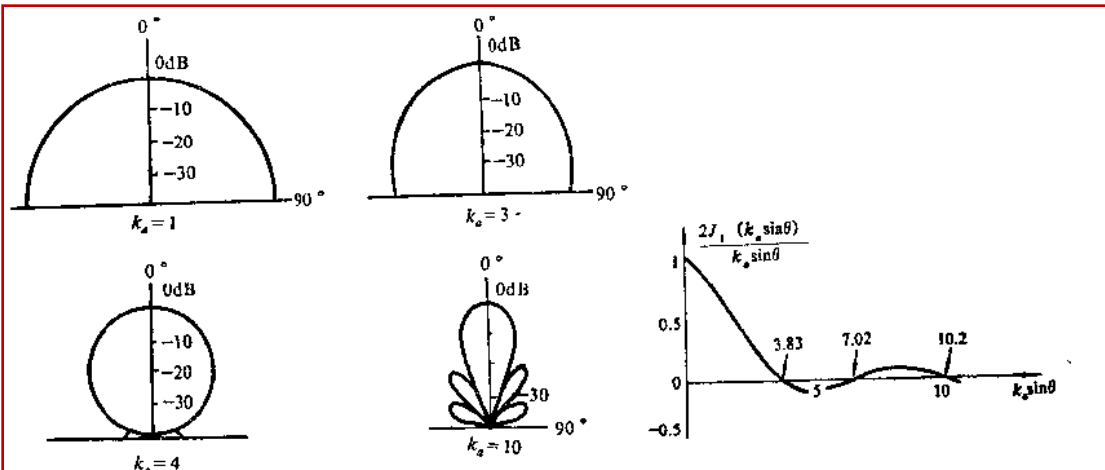
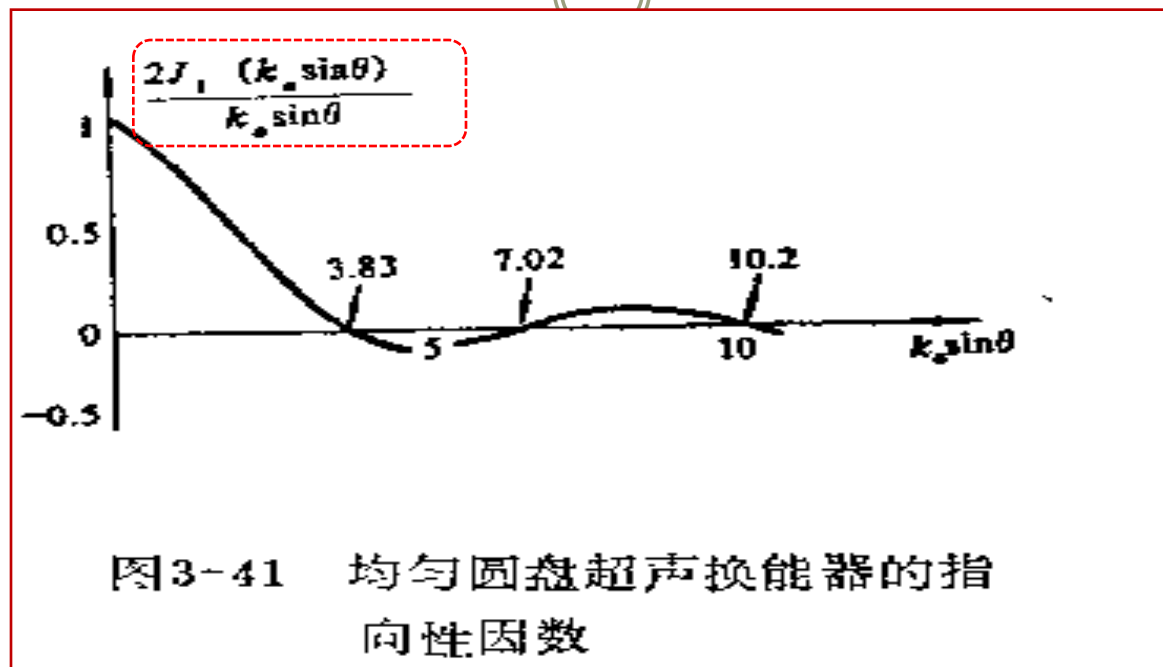


图3-40 不同半径与波长比时的活塞声源指向性图案 a) $ka = 1$, b) $ka = 3$, c), $ka = 4$, d) $ka = 10$

图3-41 均匀圆盘超声换能器的指向性因数

二) 非轴线上的声压分布和指向性

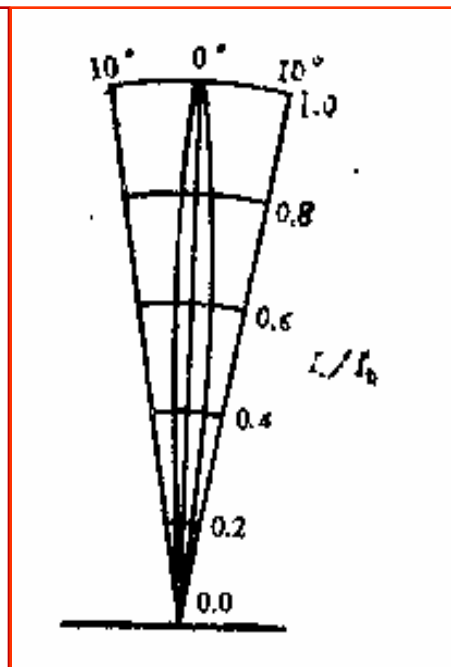
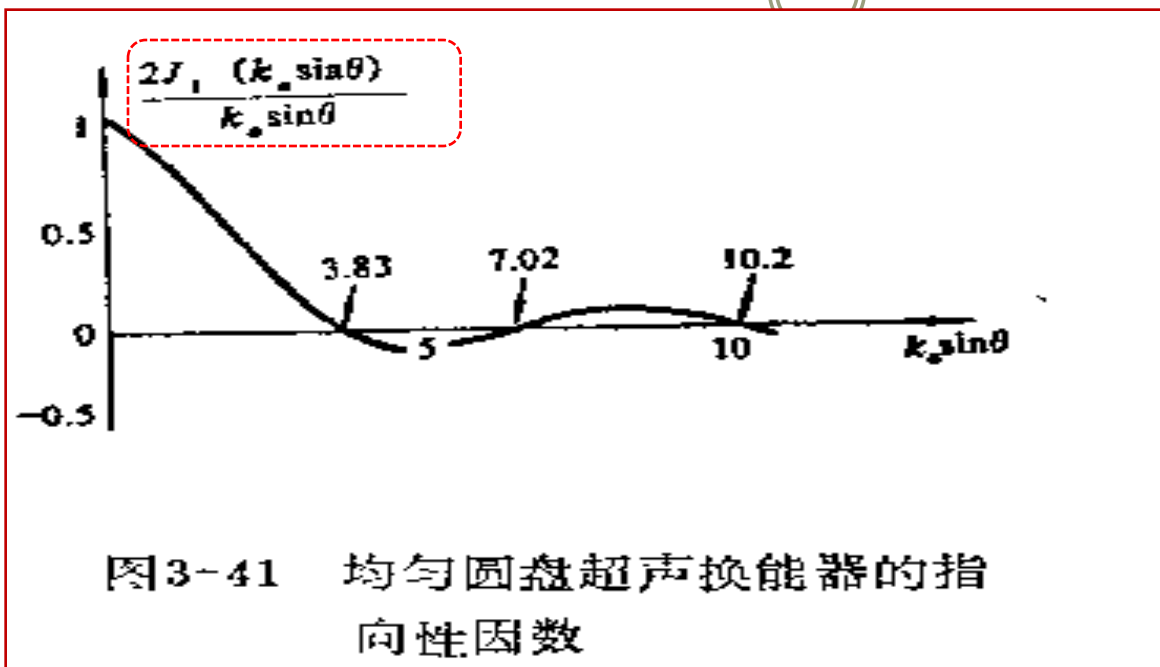


指向性函数随方位角 θ 的变化

当自变量 ($ka \sin \theta$) 等于3.83, 7.02, 10.2等数值时函数值等于零。因此, 主瓣位于 $-\theta_1 \sim +\theta_1$ 角之间。

$$ka \sin \theta_1 = 3.83$$

二) 非轴线上的声压分布和指向性



指向性函数随方位角 θ 的变化

当自变量 ($ka \sin \theta$) 等于3.83, 7.02, 10.2等数值时函数值等于零。因此, 主瓣位于 $-\theta_1 \sim +\theta_1$ 角之间。

$$ka \sin \theta_1 = 3.83$$

二) 非轴线上的声压分布和指向性



θ_1 决定了圆平片换能器远场主束的尖锐程度。旁瓣的能量远小于主瓣。

在近场区，能量主要集中于截面半径为a的圆柱内，在近场任一距离Z处，沿射束截面直径的能量分布是不均匀的。

超声的这种射束性质是超声传播过程中的一个重要特征，是获得人体内器官组织超声切面图像的必要条件。

圆形压电晶片产生的超声场的特点



在近场区能量主要集中在 $r=a$ 的圆柱体内，在远处发散

在近场区内，轴线上声强有强弱变化

在与轴垂直的截面上，声强呈圆形干涉条纹。

三) 遮幅式单探头辐射超声场

- 采用遮幅技术的原因：抑制旁瓣的作用；
- 边缘的振动予以减弱；
- 分段型、抛物线型、星型和高斯型等具体形状；

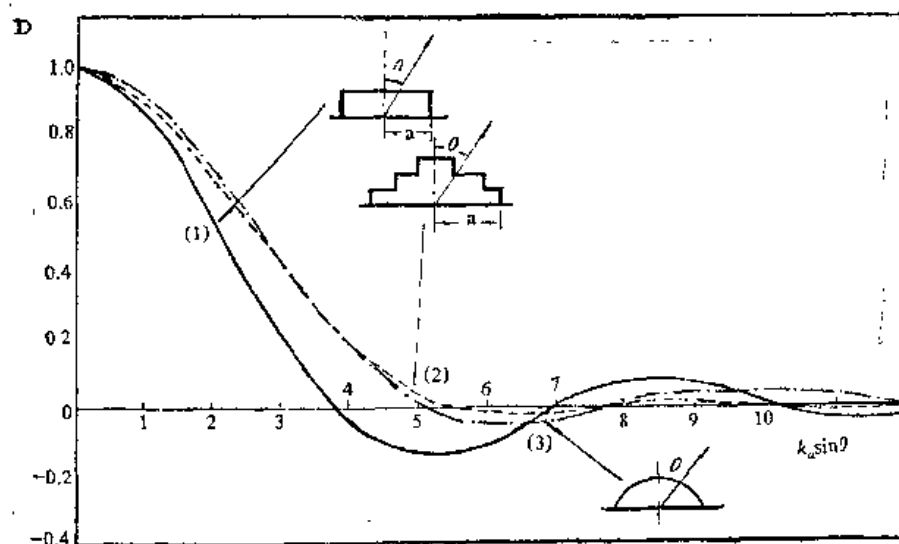
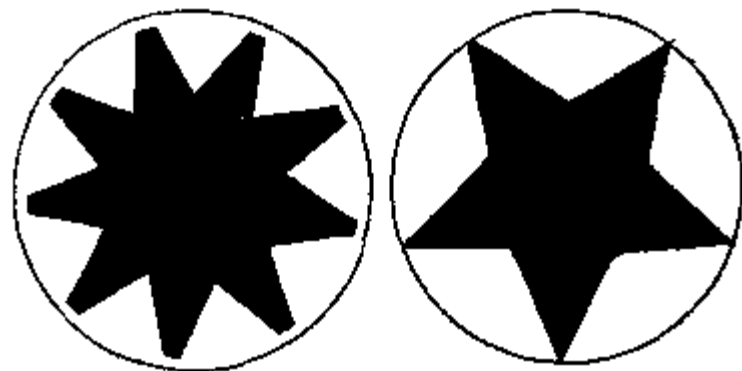


图3-49 分段型、抛物线型超声换能器指向性因数与均匀圆盘超声换能器指向性因数的比较
(1)均匀圆盘 (2)分段型 (3)抛物线型

三) 遮幅式单探头辐射超声场



3-50 星型超声换能器电极形状

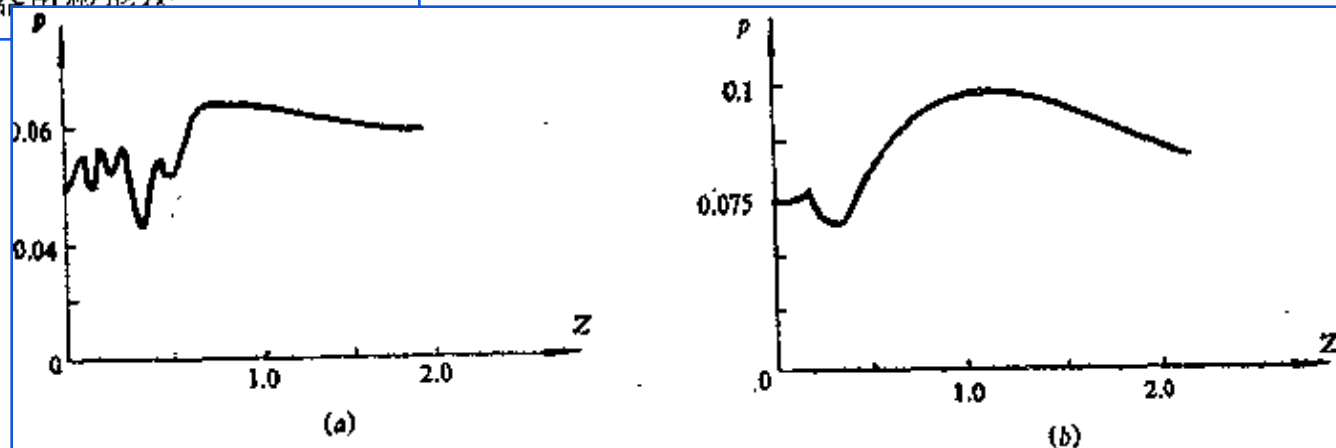
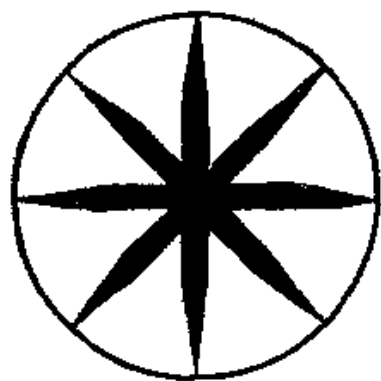


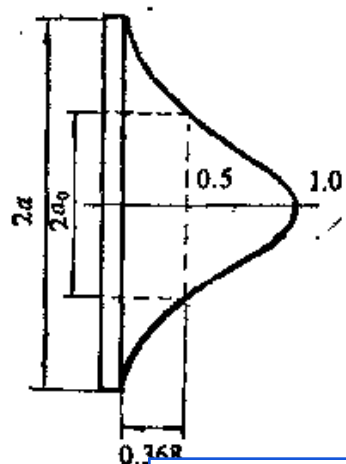
图3-51 星型超声换能器声压声场分布 ($\frac{D}{\lambda} = 10$)

a) 连续波场 b) 脉冲波场

三) 遮幅式单探头辐射超声场



(a)



(b)

图3-52 a) 高斯型电极 b) 声源的振动速

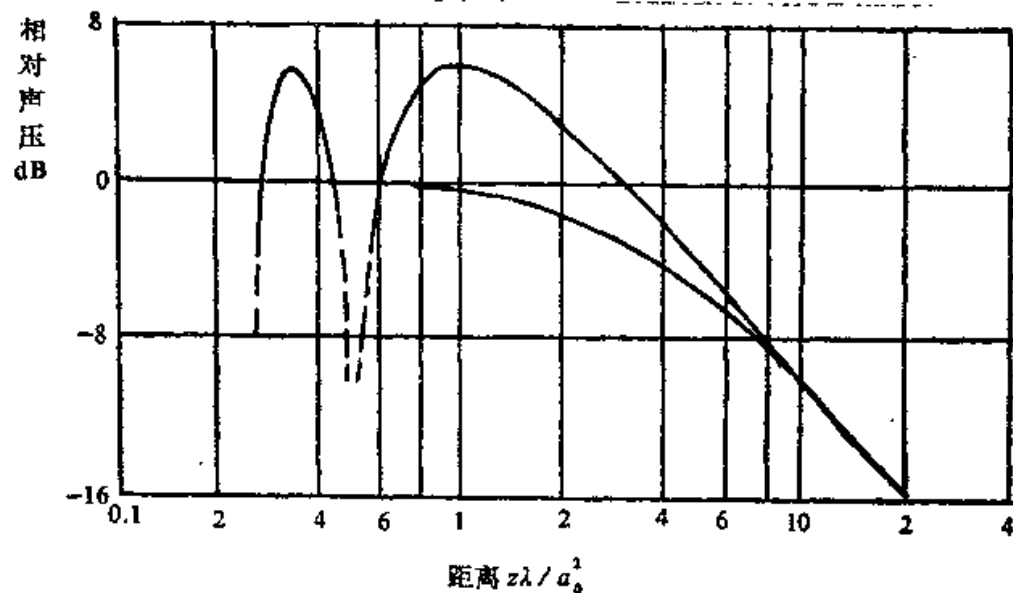


图3-53 高斯型电极声源的轴向声压分布

§ 6 医用聚焦超声换能器



声透镜聚焦系统

在超声诊断中，纵向分辨率达1-2 mm，但横向分辨率较差，主要原因是受辐射声束宽度的限制。

聚焦声束在聚焦区有最大的强度，可以集中治疗肿瘤等组织，而又不至于损坏正常组织。

减窄声束的方法有：

◆采用声聚焦探头；

◆使用对准器；

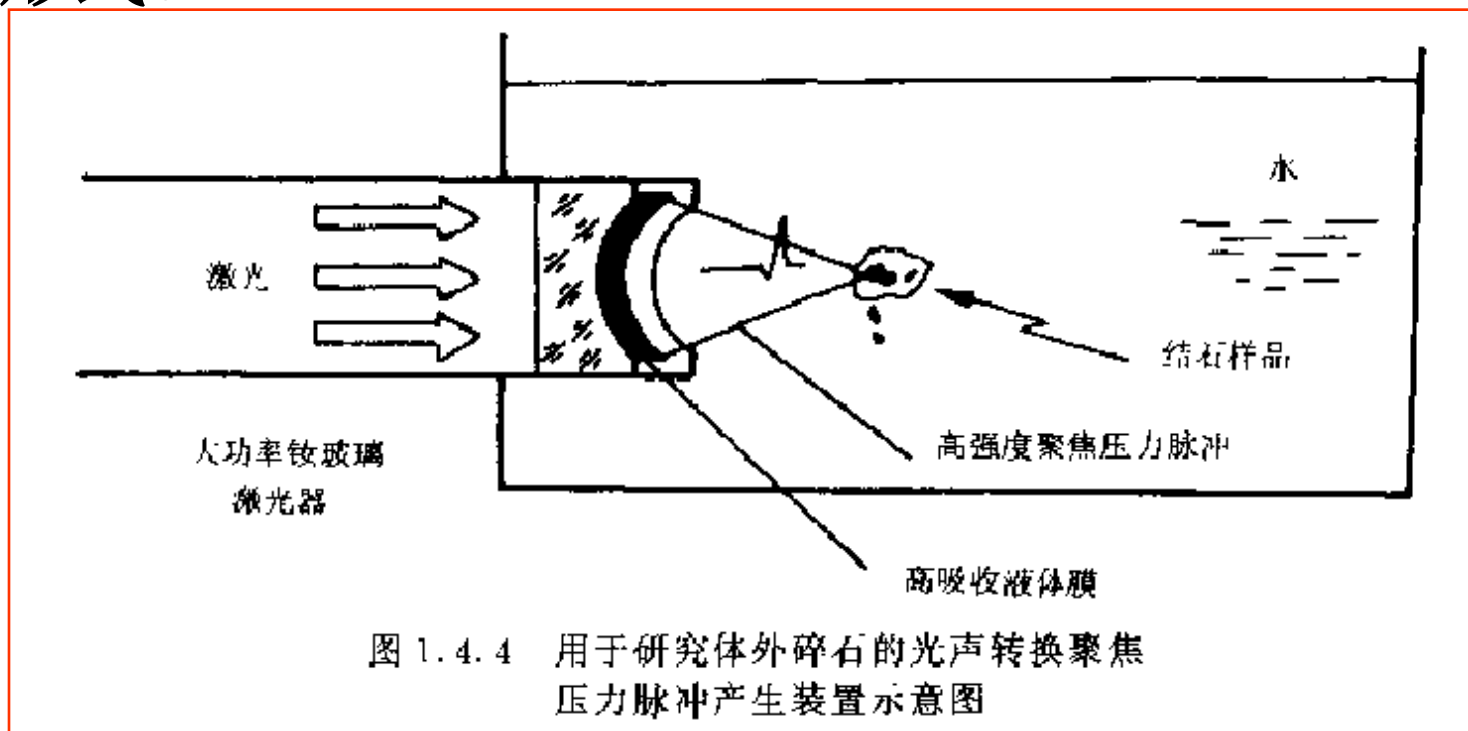
◆适当选择声束的使用区。

§ 6 医用聚焦超声换能器



声透镜聚焦系统

聚焦形式：声透镜、声反射镜、曲面换能器三种聚焦形式。



声透镜聚焦



超声束可以象光束一样，用透镜使之聚焦。由于在透镜材料中声速大于透镜外液体或人组织中的声速，因此用凹透镜实现聚焦。一般应把透镜做得尽可能薄，以便把吸收损耗减至最小。

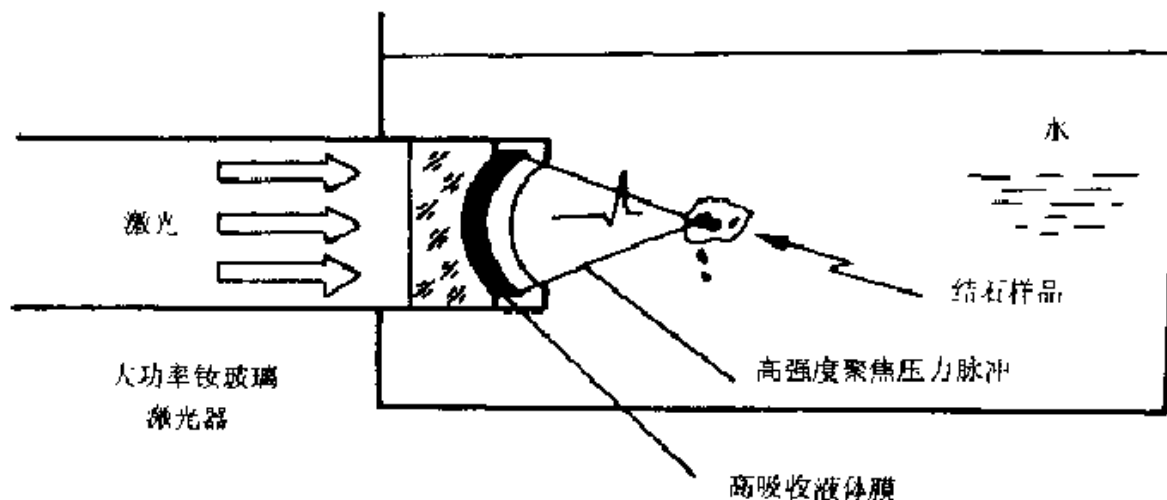


图 1.4.4 用于研究体外碎石的光声转换聚焦压力脉冲产生装置示意图

声反射聚焦系统



晶片直接作成凹面形；利用凹反射面的方法使超声束聚焦。

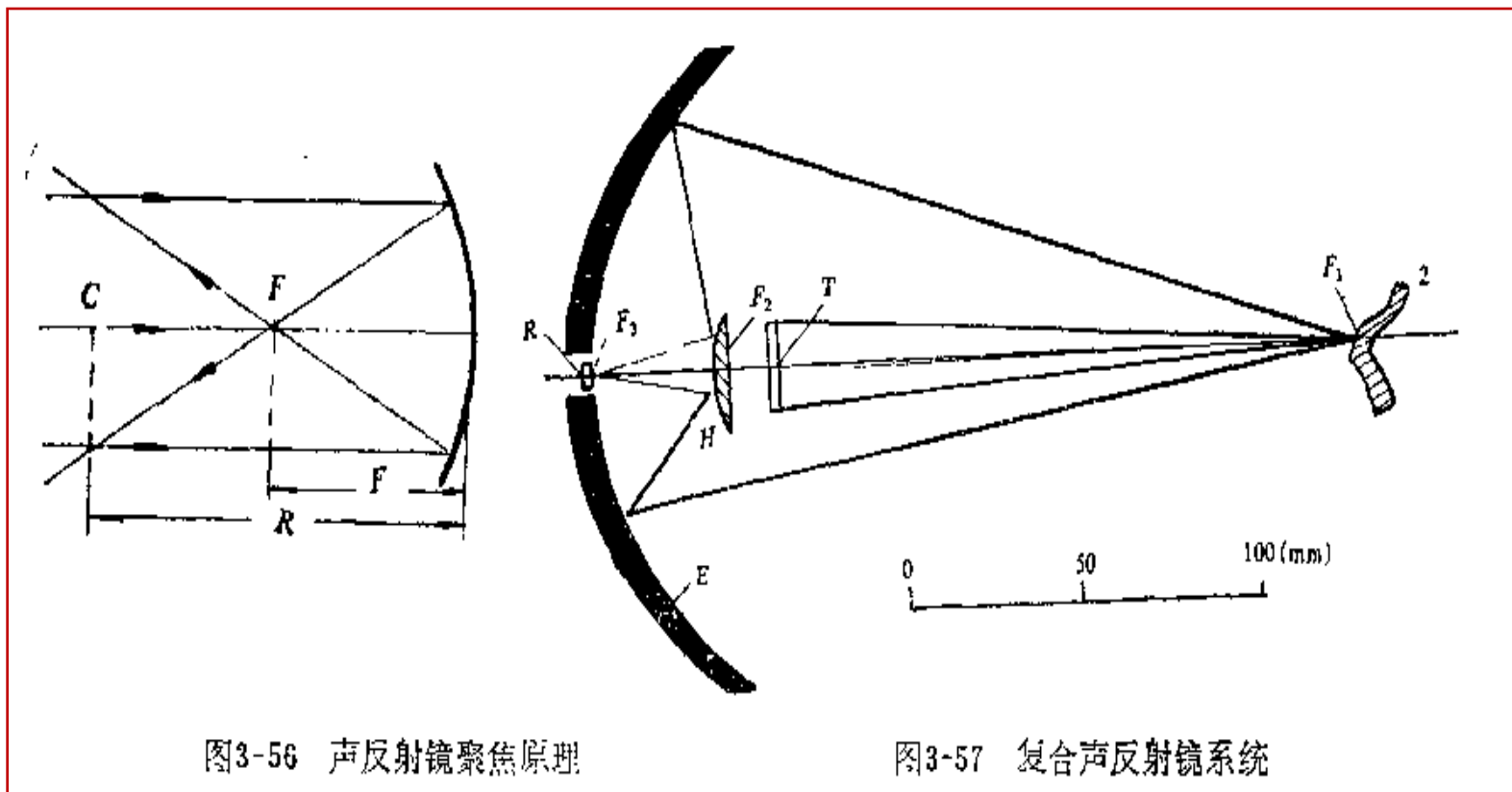


图3-56 声反射镜聚焦原理

图3-57 复合声反射镜系统

设全反射凹面镜的曲率半径为 r ，则声束的焦点在 $F=r/2$ 处；

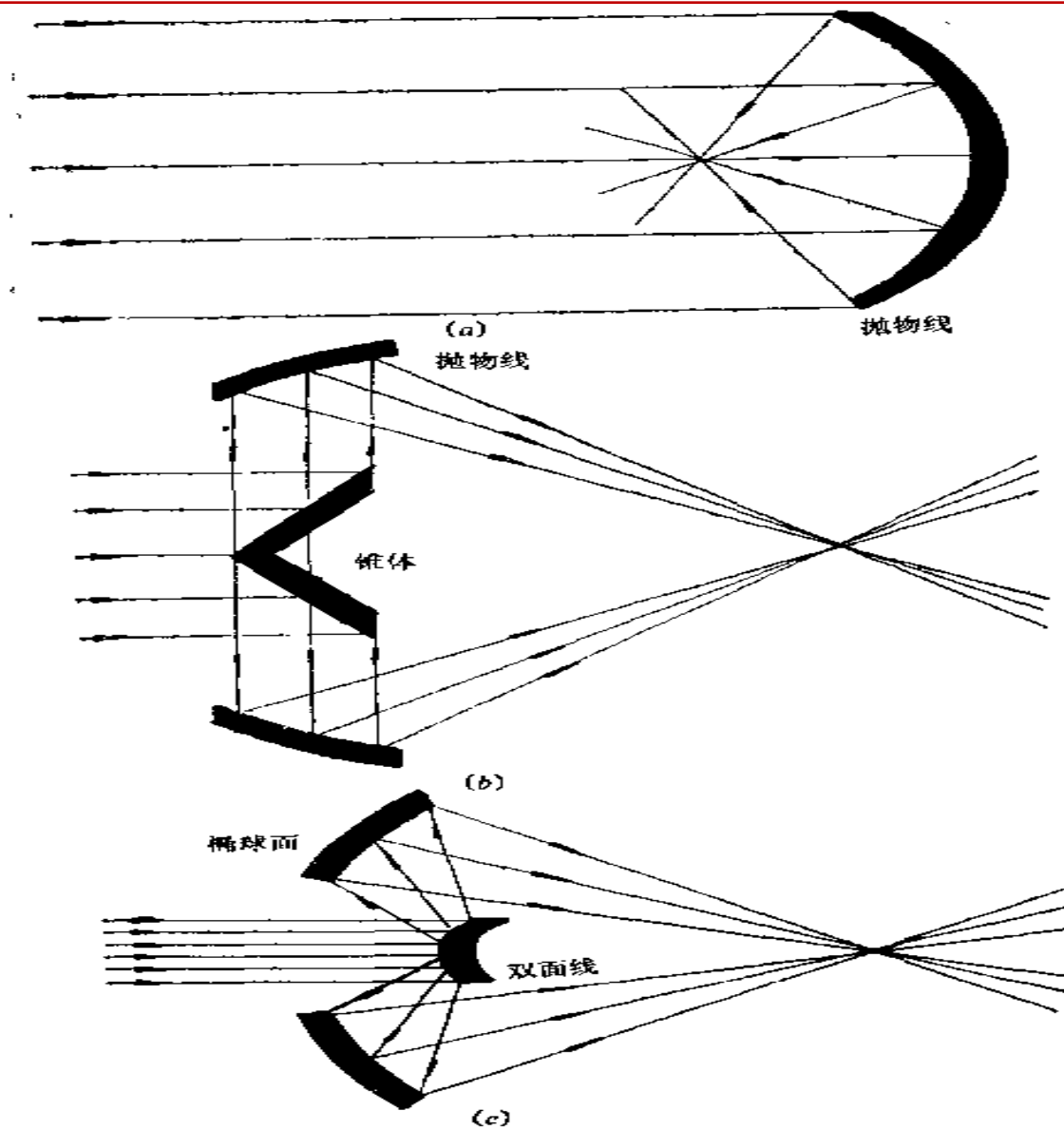


图3-58 利用组合声反射镜的聚焦系统

曲面超声换能器发射聚焦系统

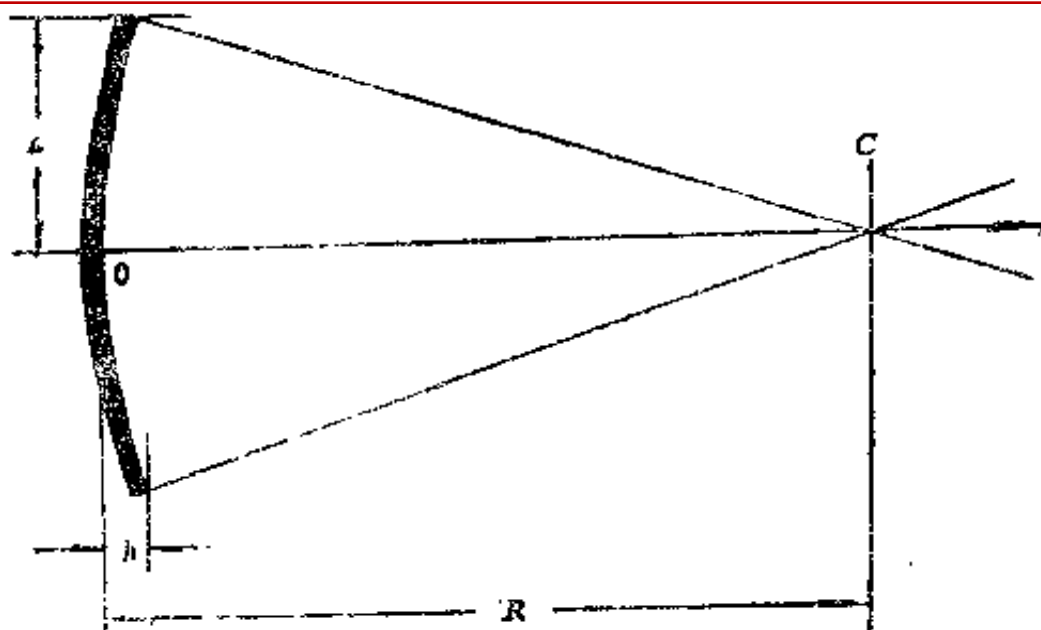
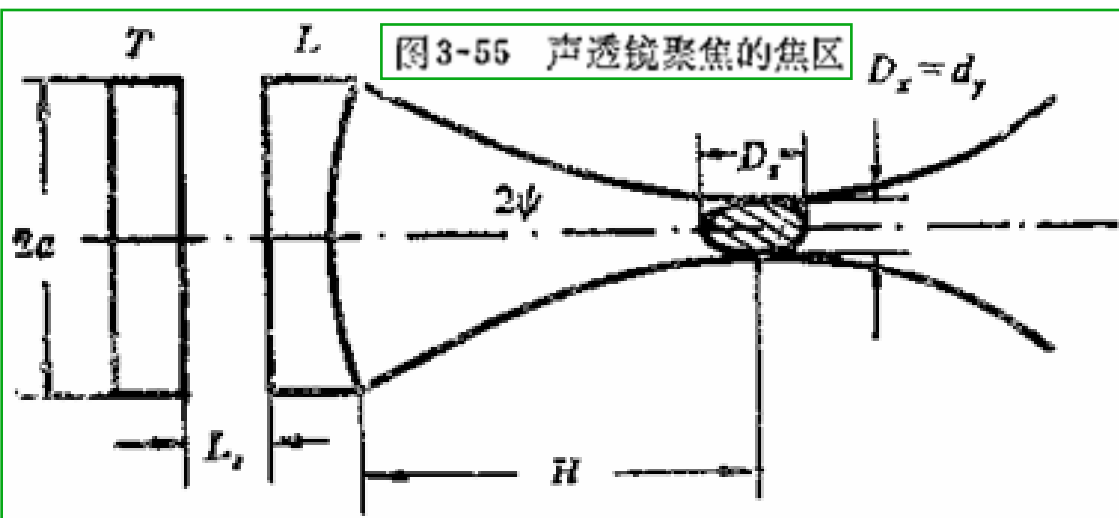
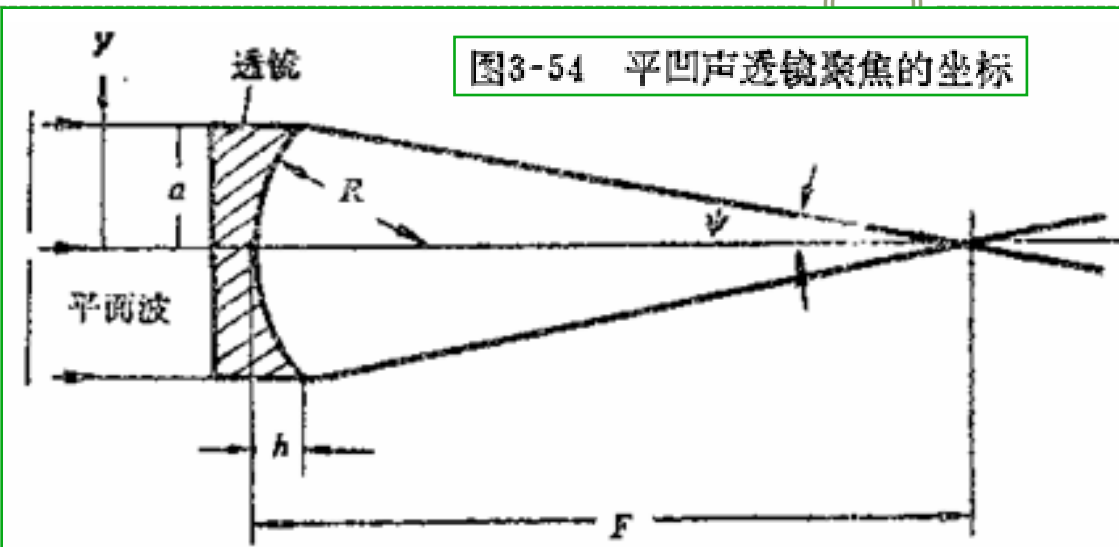


图3-59 球壳型自聚焦超声换能器

$$P(z) = \frac{P_0}{\left(1 - \frac{z}{R}\right)} \left\{ 2 \left\{ 1 - \cos kR \left[4 \left(1 - \frac{z}{R}\right) \cos \theta_1 + \frac{z^2}{R^2} \right]^{1/2} - kz \right\} \right\}^{1/2}$$

(3-153)

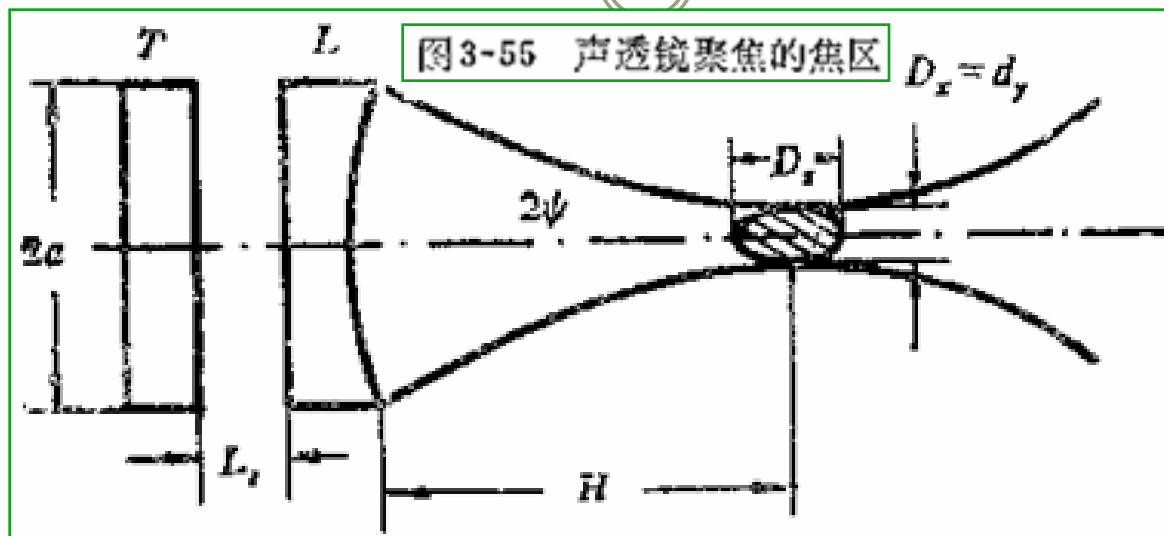
声聚焦系统



注意几个问题：

- ◆ 焦区
- ◆ 聚焦增益强度
- ◆ 匹配层

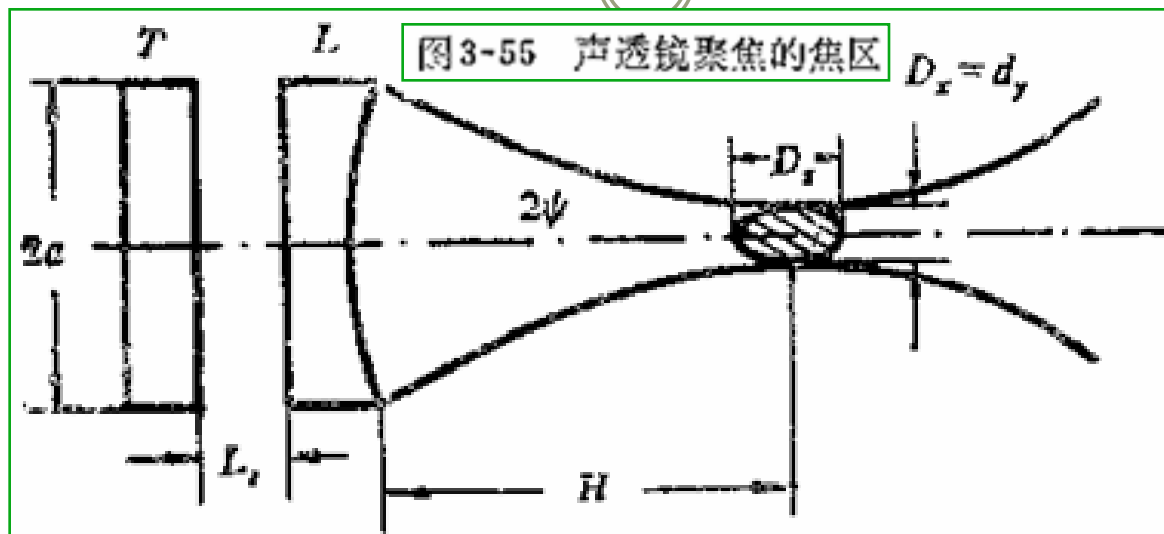
声聚焦系统



凹球形晶片探头的焦点直径 d : $d = 1.2 \frac{\lambda F}{R}$,
 λ 为声波长, F 为焦距。

可见, 随着超声频率的增加焦点直径减小。

声聚焦系统



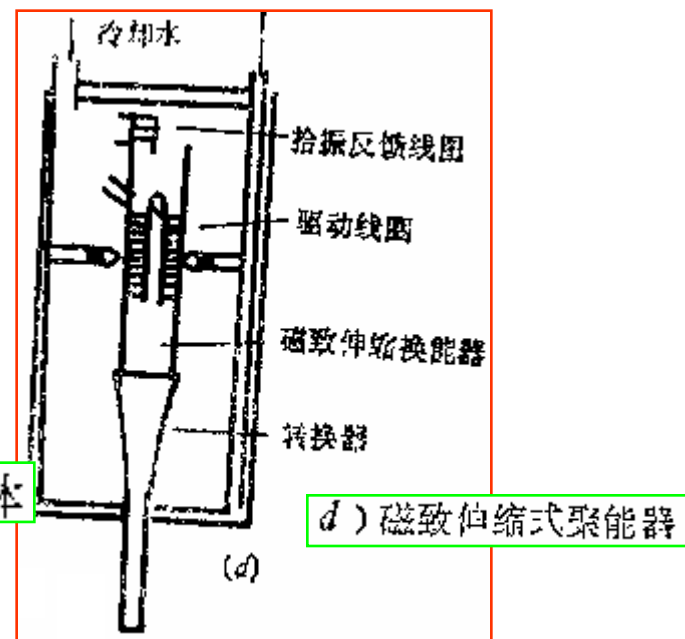
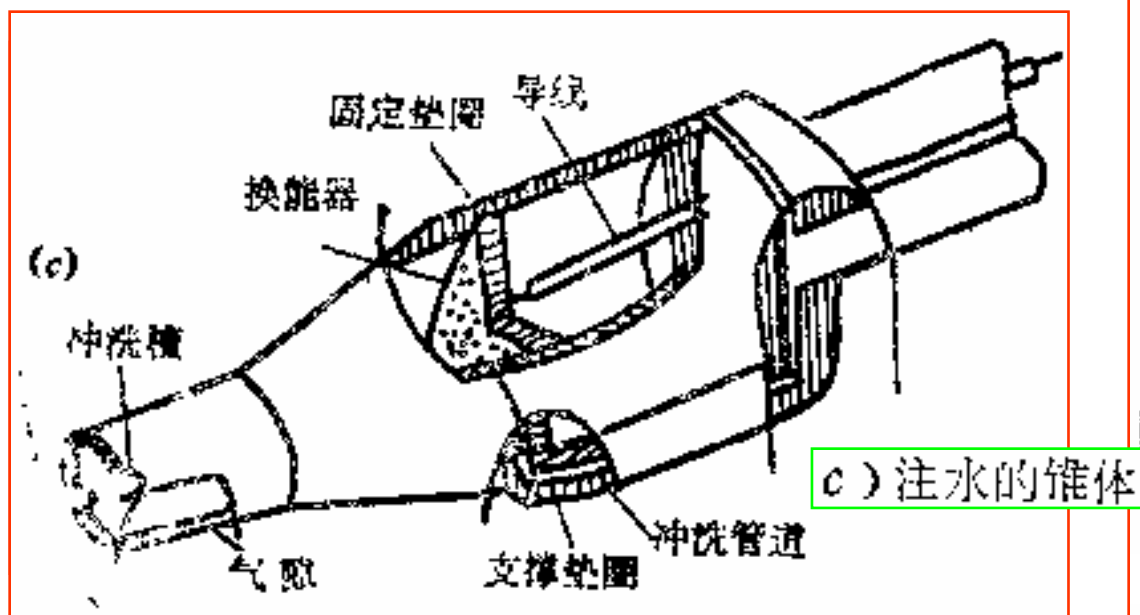
实际应用时，希望焦点直径 d 小，而焦距 F 应大些，但这是矛盾的。因此，为了获得既细又长的聚焦声束，必须对晶片半径、波长和焦距作综合考虑。

D 的大小不仅影响超声诊断的横向分辨力，而且对强度必须严加注意。不应使焦点处的超声强度超过安全的允许值。

§ 7 聚能型超声换能器

聚焦换能器能量不足以用于超声治疗时，利用聚能换能器增大声速内能量治疗

医用聚能换能器



§ 8 医用多晶片超声换能器与辐射超声场



指向性因数：用来描述声场的指向性特性，定义为发射超声换能器主轴上远处某点上某频率的声压幅值与通过此点的同心球面上同一频率声压幅值之比。

$$D_e(\theta) = \frac{|P(r, \theta)|}{|P(r, 0)|} = \left| \frac{2J_1(ka \sin \theta)}{ka \sin \theta} \right|$$

$K_\alpha = 2\pi \frac{\alpha}{\lambda}$ 值越大，声束的指向性越明显。

半扩散角 θ_0 ：称 $D_e(\theta)=0$ 的第一个角度为半扩散角。

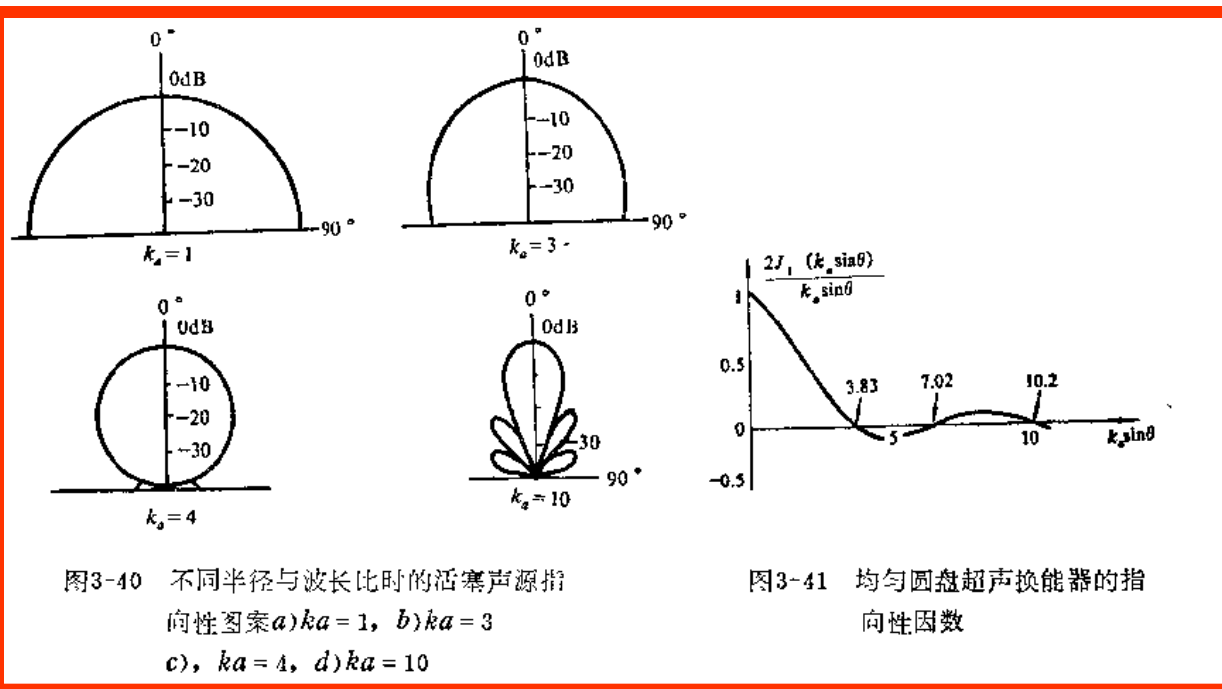
指向性指数DI：是指用分贝表示的指向性因数。它是指向性因数以10为底的对数乘以10。

$$DI = 10 \lg D_e$$

§ 8 医用多晶片超声换能器与辐射超声场

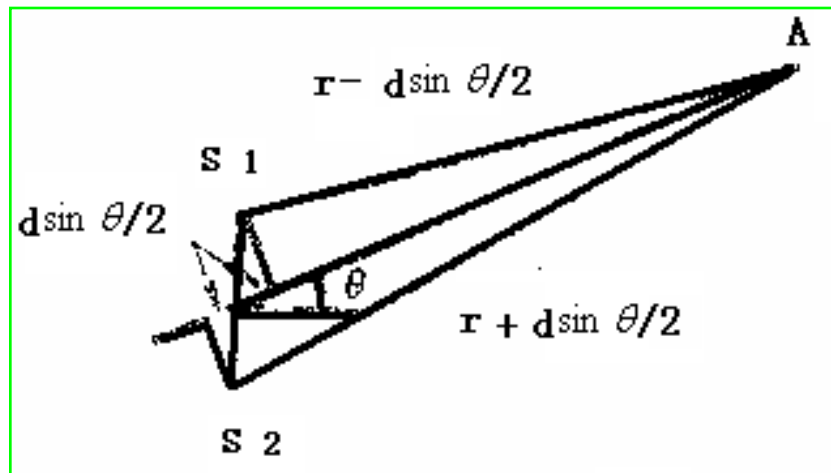
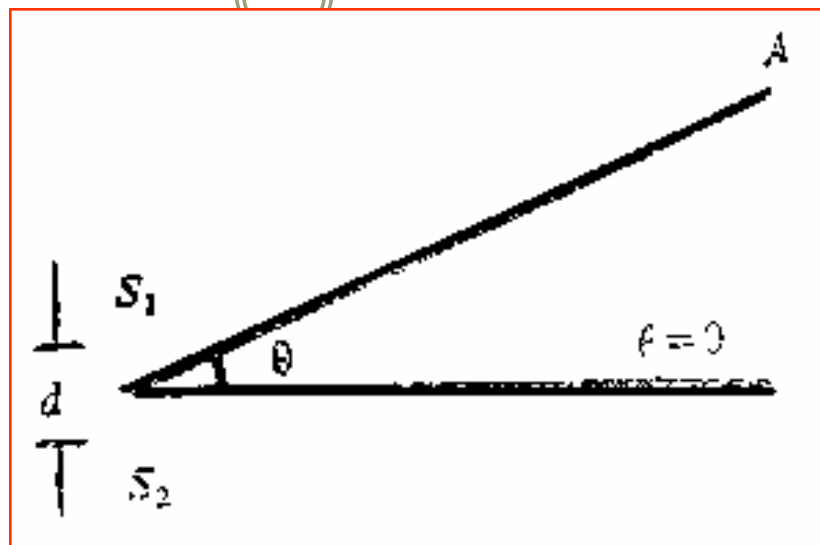
指向性图案：指频率固定时，在通过声中心的指定平面内换能器响应作为发射或入射声波方向的函数的图线。

指向性图案在两倍半扩散角（ $2\theta_0$ ）之内。



一、双晶片超声换能器声场

图3-79 双点源声场的空间关系



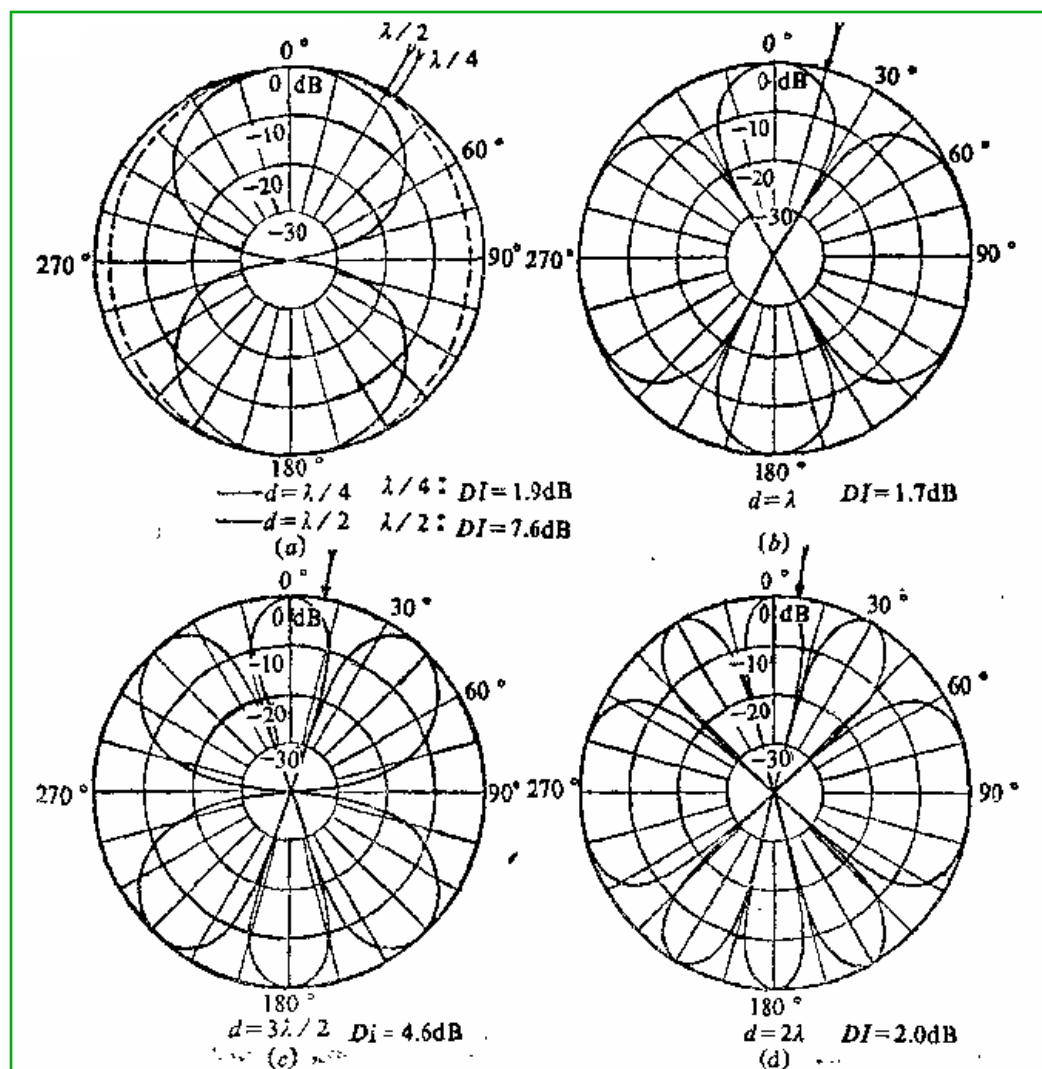
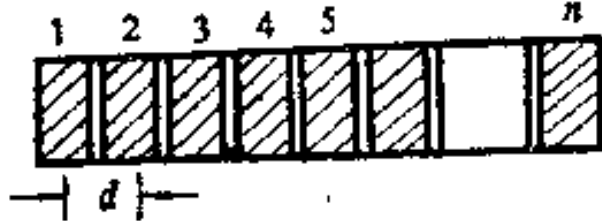
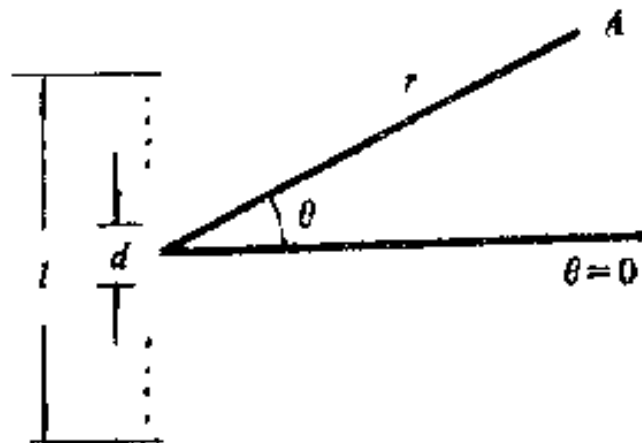


图3-80 两个同相单源的指向性图案

二、线阵声源辐射声场



(a)



(b)

图3-81 同相线阵声源

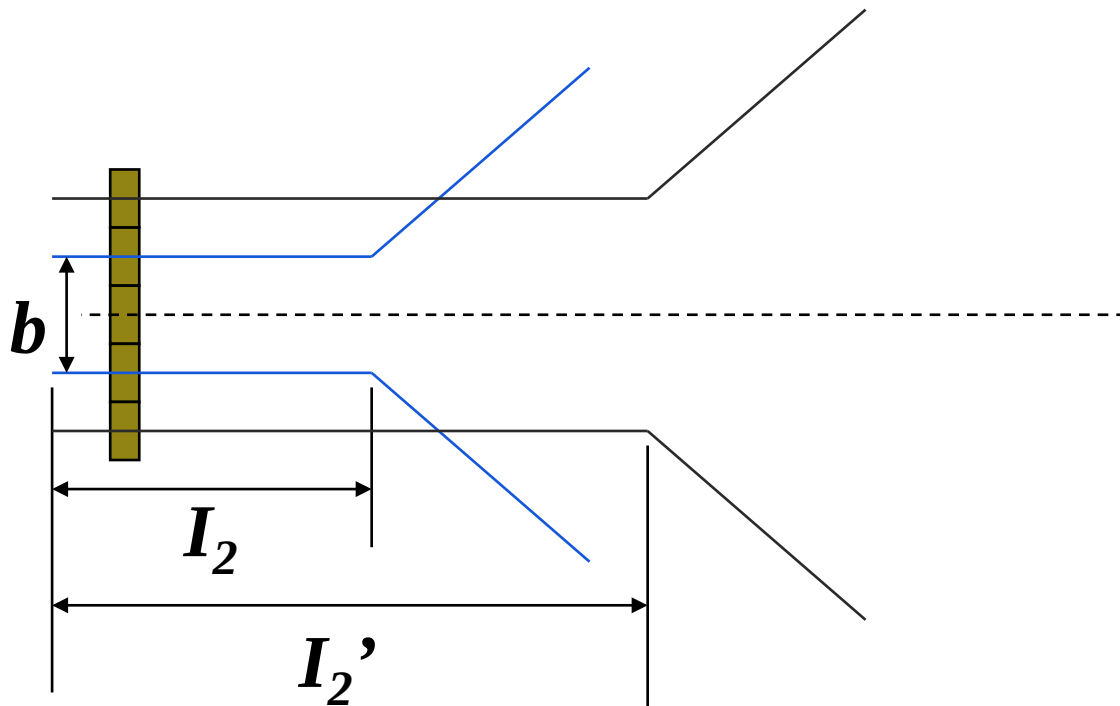
a) 阵元排列图 *b*) 空间坐标图

阵元尺寸小，波束辐射面积就小。辐射面积小即可使扩散角增大，又会使近场区变短，从而导致分辨力和灵敏度指标的降低。

二、线阵声源辐射声场

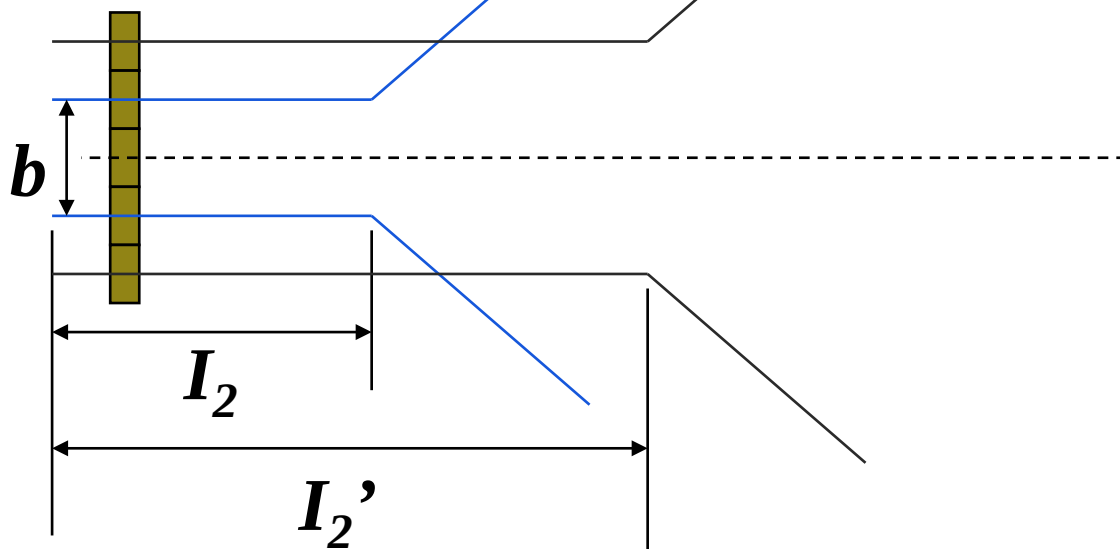
采用多阵元组合发射，等效于单个矩阵的宽度加大，

如图，等效 b 值增大，使近场区 I_2 增大到 I_2'



二、线阵声源辐射声场

- 阵元等效宽度 b 的加大，即可使波束的扩散角减小，也可使波束的近场区增加。另外，也便于对波束的进行电子聚焦，从而改善整个探测深度范围内的分辨力和图像清晰度。这就是线阵探头实施多阵元组合发射的原因。



二、线阵声源辐射声场

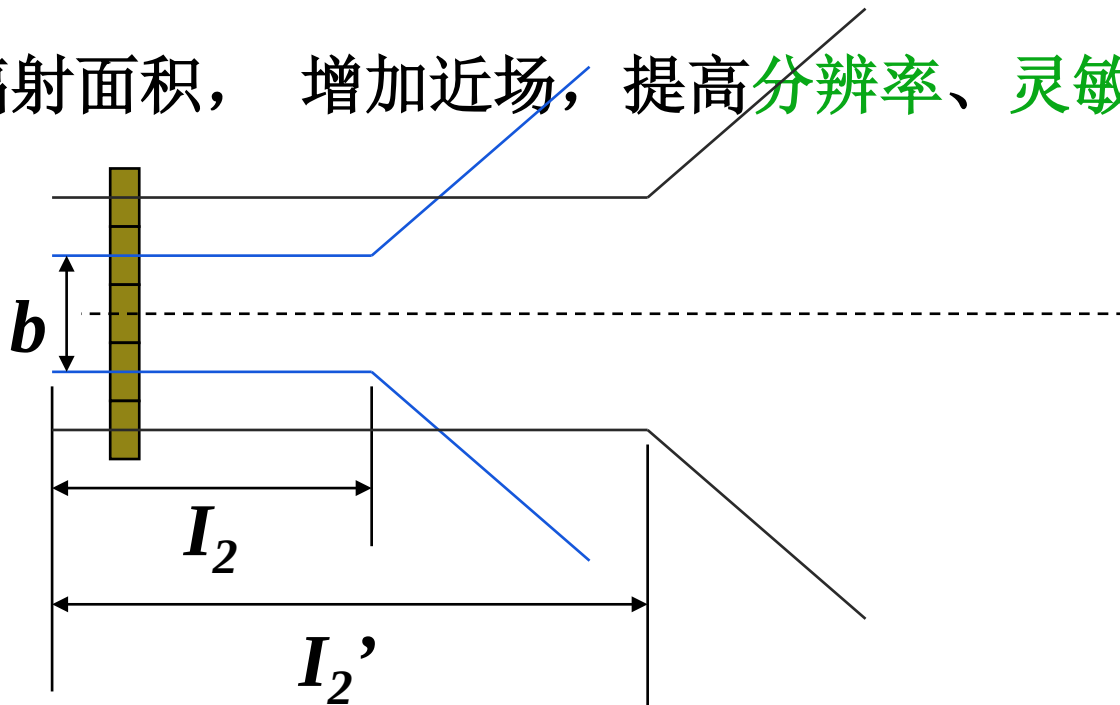


多振元组合发射的意义

单振元辐射面积小，波束发散角大，指向性差缩短了近场区。

多振元组合发射：

增大辐射面积， 增加近场， 提高分辨率、灵敏度



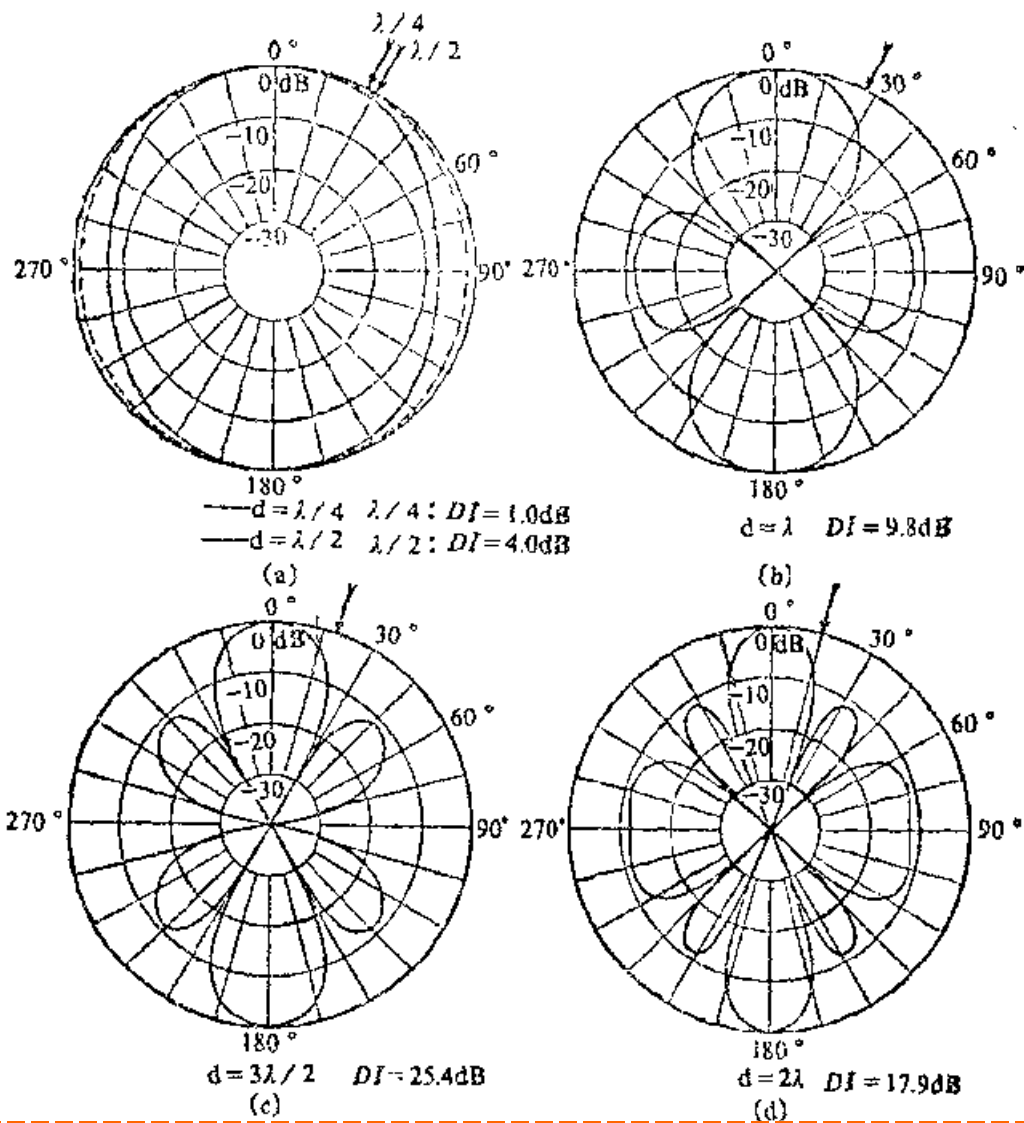


图3-82 均匀在长度 d 上的4个同相点源线性阵列的指向性图案。方框指出 $\theta = 0^\circ$ 处的指向性指数，一个指向性指数为零的角，也用箭头指出

三、相控阵超声换能器辐射声场

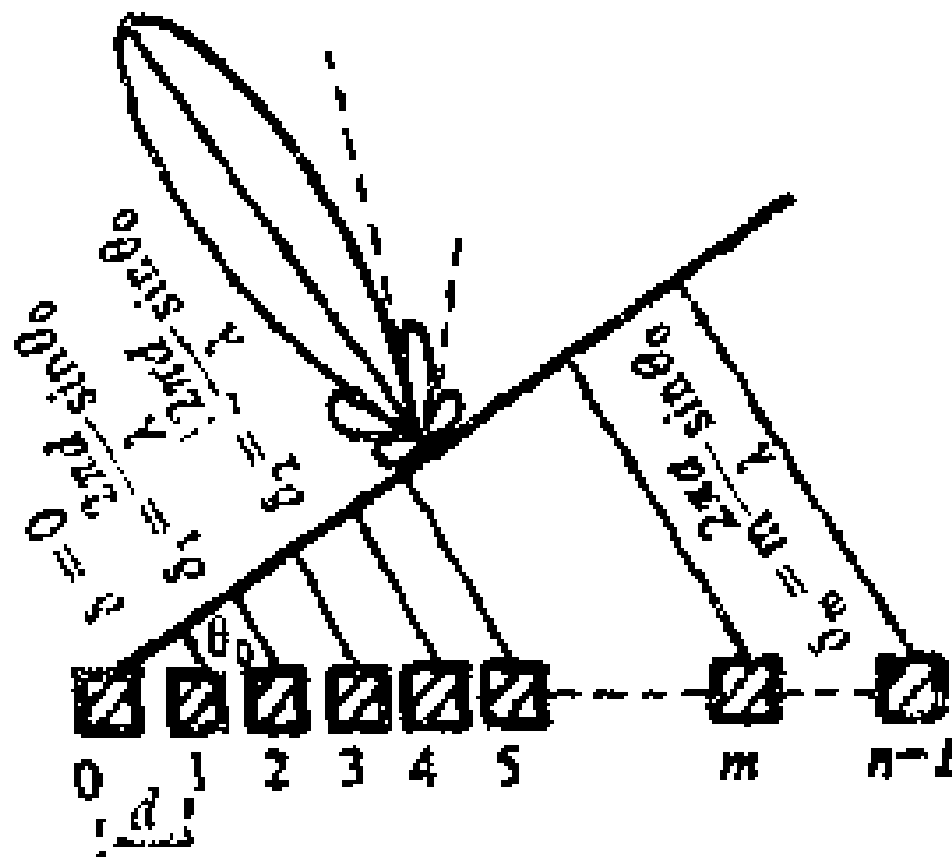


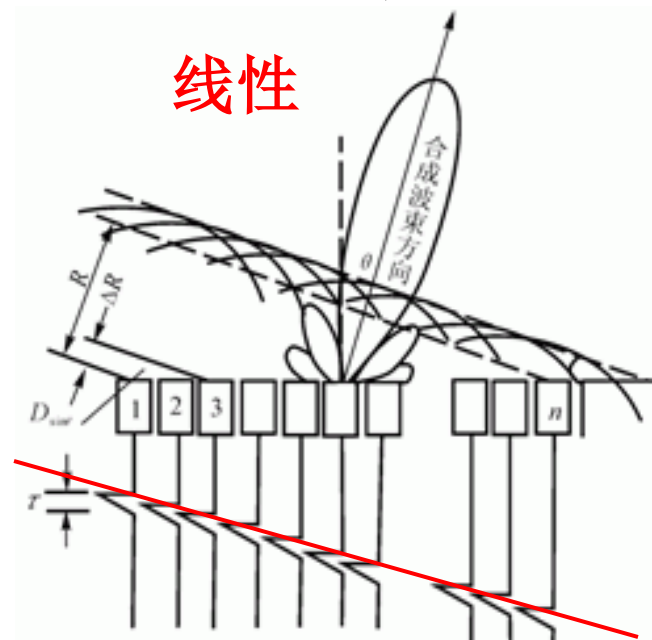
图3-83 相控换能器声场的指向性

三、相控阵超声换能器辐射声场

139

- 合成波束的指向（波阵面的法线方向）与各晶片受激励的次序有关。如果按一定规律以相等的时间间隔对各晶片按顺序依次进行激励，且每相邻两晶片激励脉冲的时差 τ ，简称“等级差时间”。这时在叠加的波束方向与阵元行列的法线方

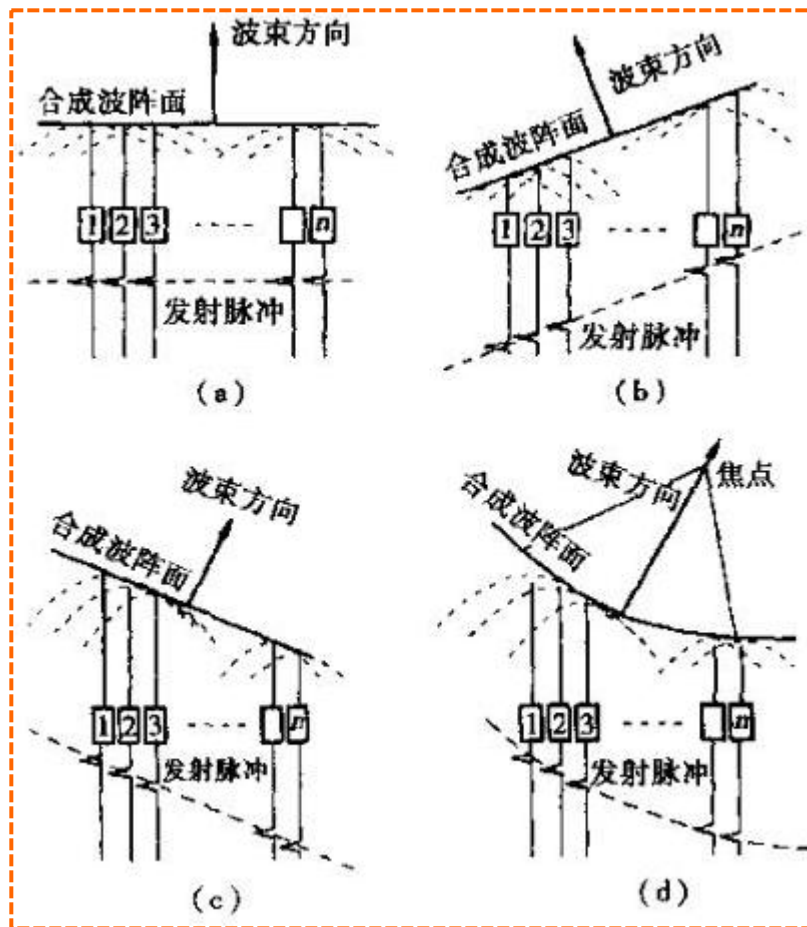
向之间由一个夹角 θ ，当波束传播速度不变时， θ 是 τ 的函数，因此只要改变 τ 值就可以改变叠加波束的方向



三、相控阵超声换能器辐射声场

140

- 如果仅改变阵元中各晶片受激励的先后时间顺序，而保持 τ 值不变的话，则合成波束的方向将移到阵元法线另一侧的对称位置，从而实现了一定角度范围内的超声束的扇形扫描。
- 相控阵电子聚焦
原理同线阵



三、相控阵超声换能器辐射声场

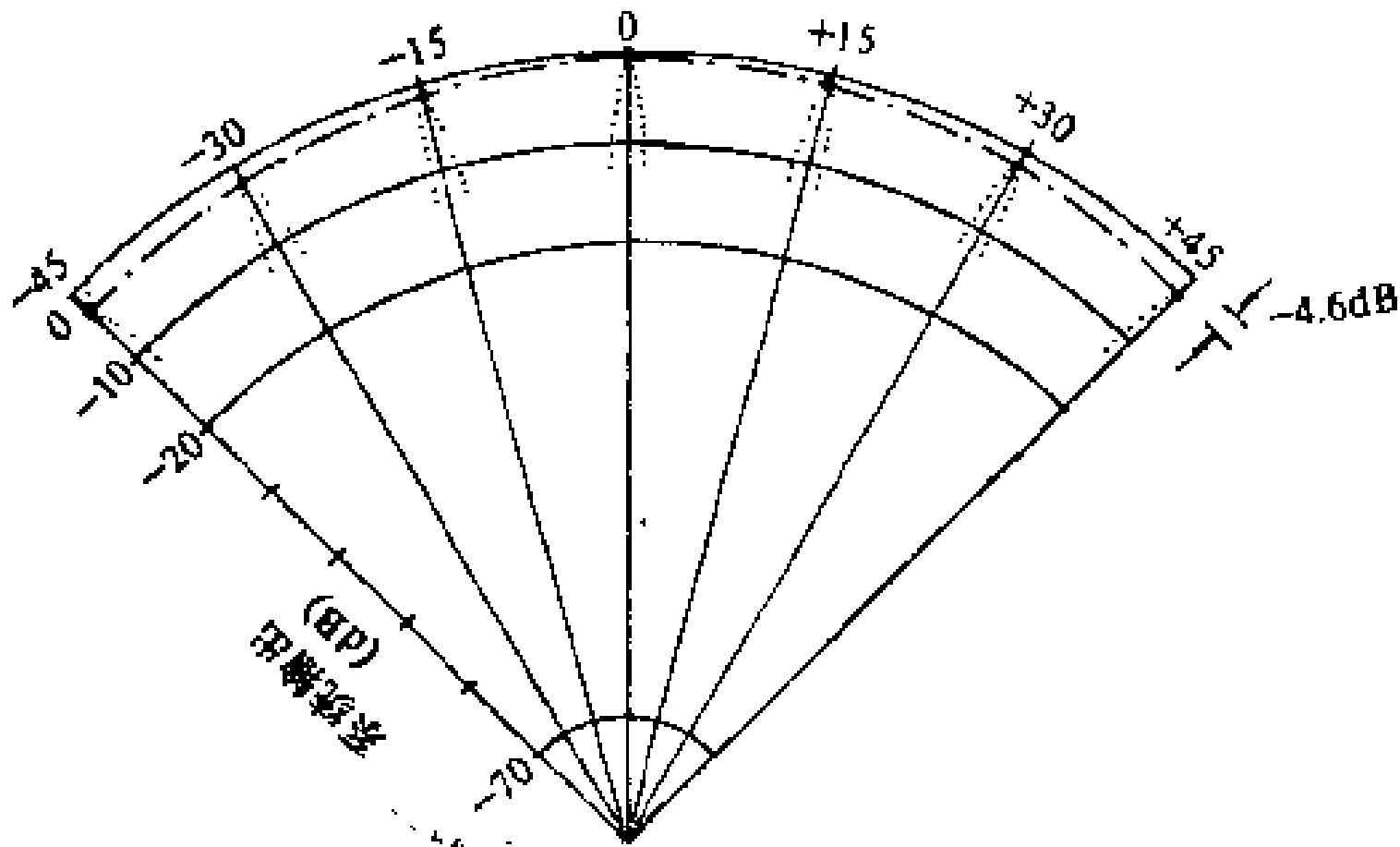


图3-91 相控阵超声换能器的指向性图案