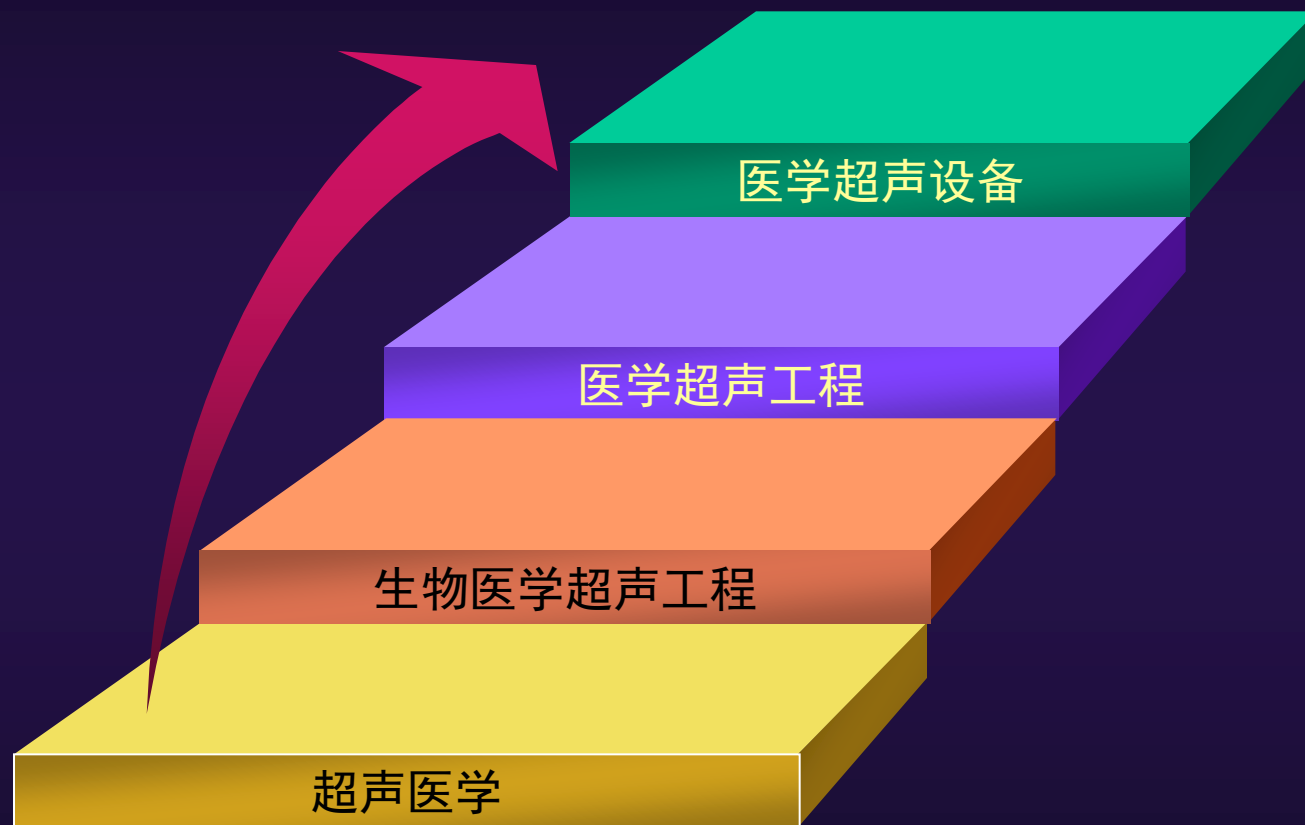


第十三章 超声成像设备

医学影像学系影像设备教研室

邹凯

前言



前言

- **超声医学**（医学超声学）——声学、医学和电子工程技术相结合的一门边缘交叉学科。
 - **定义**：凡研究超声对人体的作用和反作用规律，并加以利用以达到医学上诊断和治疗目的的学科即超声医学。
- 包括**超声诊断学**、**超声治疗学**和**生物医学超声工程**。



前言

- 生物医学超声工程包括医学超声物理和医学超声工程。
 - 医学超声物理：研究超声波在生物组织中的传播特性和规律；
 - 医学超声工程：根据生物组织中超声传播的规律设计制造出用于医学诊断和治疗的设备。



前言

- 医学超声设备涉及到微电子技术、计算机技术、信息处理技术、声学技术及材料科学，是多学科边缘交叉的结晶。
- 医学超声设备可以分为**超声诊断设备**和**超声治疗设备**两大类。
- 迄今超声成像（US）与X-CT、ECT及MRI已被公认为**当代四大医学成像技术**。



-
- 本章节主要内容
 - 医学超声概述
 - 超声波的基础知识
 - 医用超声探头
 - 超声成像基本工作原理
 - B型超声成像诊断仪
 - 超声多普勒成像仪
 - 超声图像质量及其影响因素
 - 超声治疗设备

-
- 本章节学习要求
 - 熟悉超声波基础知识
 - 了解超声设备的分类
 - 掌握超声成像设备的成像原理
 - 掌握超声探头的结构
 - 掌握超声成像设备的性能指标
 - 重点掌握B型超声成像仪和超声多普勒成像仪的成像技术
 - 了解超声图像质量的影响因素

概 述

- **医学超声**：超声物理学、超声工程学，与医学超声诊断与治疗。
- **超声物理**：振动和波是理论基础，研究超声波在生物组织中的传播特性和规律。
- **超声工程学**：电子技术、计算机技术为基础，依靠超声物理的结论。设计研制医学诊断设备和治疗设备。
- **超声诊断**：主要是根据超声波在生物组织中传播规律、组织特性、组织几何尺寸的差异使超声波的透射、反射、散射、绕射及干涉等传播规律和波动现象也不同，从而使接收信号的幅度、频率、相位、时间等参量发生不同的改变，通过对这些参量的测量、成像来识别组织的差异、判别组织的病变特征。
- **超声治疗**：主要利用生物体吸收超声波的特性、也即利用超声波的生物效能和机理，达到治疗的目的。

第一节 医学超声概述

medical ultrasound summarization

- 医学超声发展简史
 - 1880年，法国Pierre和Jacques Cuie发现压电效应，由此揭开了超声技术发展的新篇章。
 - 1917年，法国科学家Paul Langevin首次使用了主要由石英晶体制成的超声换能器，并于1921年发明了声纳（sound navigation and ranging，简称SONAR）即声探测与定位技术

-
- 1942年，奥地利Dussik首先把工业超声探伤原理用于医学诊断，用穿透法探测颅脑。
 - 1946年Fircstone等研究应用反射波方法进行医学超声诊断，提出了A型超声诊断技术原理。

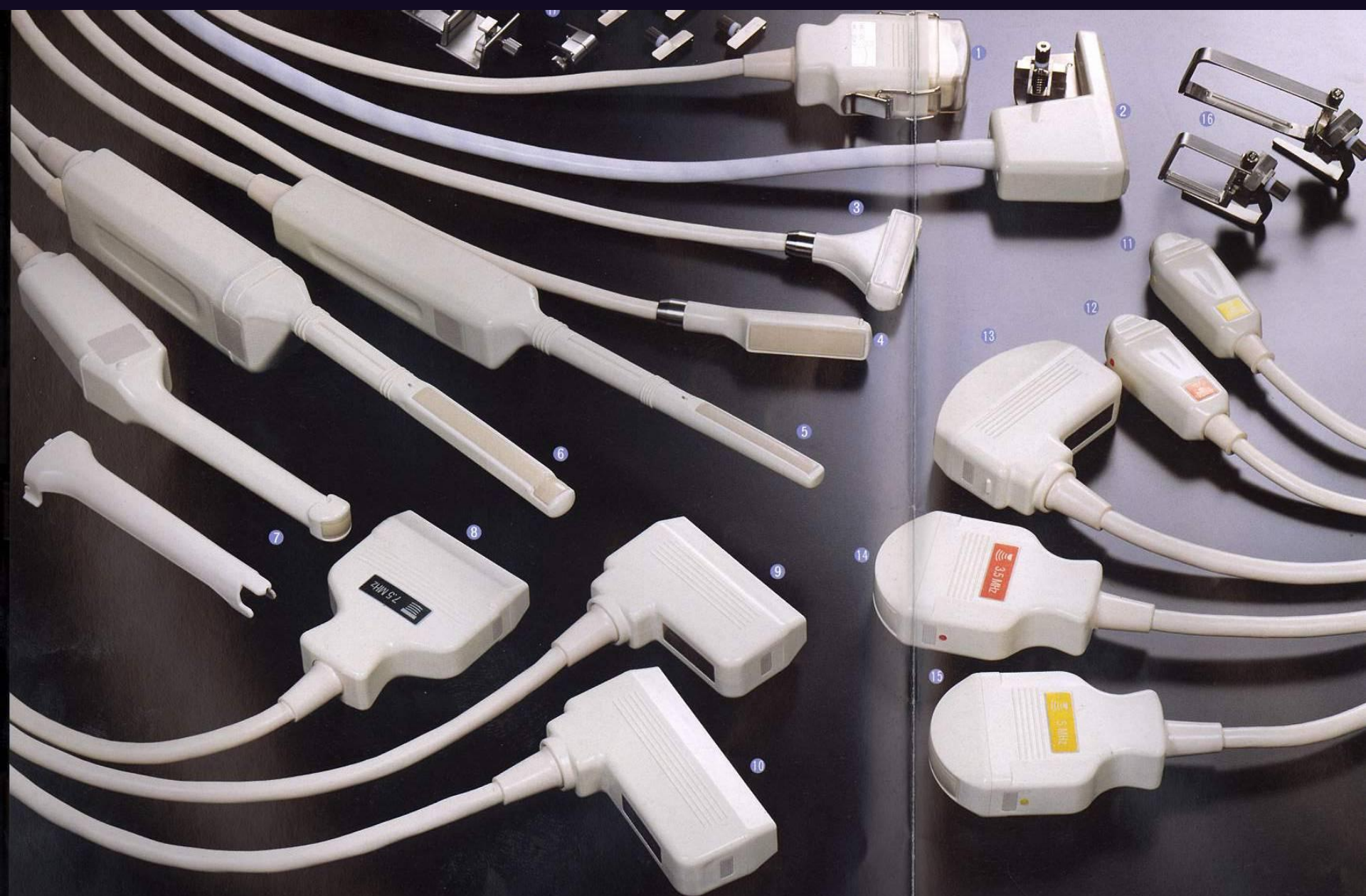
-
- 1952年，美国D. H. Howry开始研究超声显像方法，并于1954年制造出B型超声诊断装置。
 - 1954年，瑞典I. Edler首先用M型超声装置检查心脏。
 -

-
- 1955年Jaffe发现**锆钛酸铅压电材料（PZT）**，这种人造压电材料性能良好，易于制造，极大地促进了工业和医学超声技术的进一步发展。
 -
 - 1956年，日本里村茂夫首先将**多普勒效应原理**应用于超声诊断，利用连续波多普勒法诊断心脏瓣膜疾病。
 -
 - 1959年，D. L. Franklin研制出**脉冲波多普勒超声**。

- 1967年，实时B型超声成像仪问世，这是B型成像技术的重大进步
- 20世纪70年代，以B超为代表的超声诊断技术迅速发展。特别是数字扫描变换器与处理器（DSC与DSP）的出现，使B超显示技术向计算机数字影像处理发展，超声显像的图像质量明显改善。

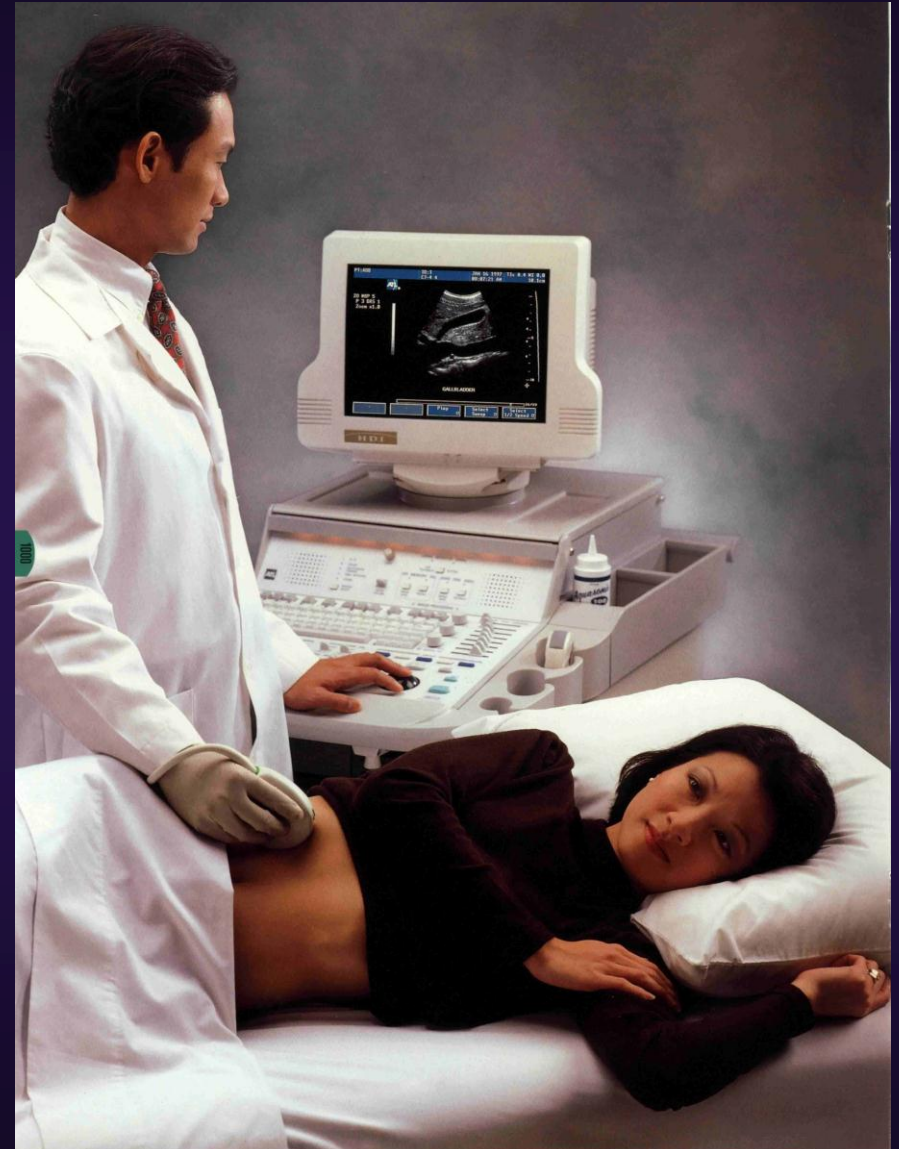
-
- 1980年，美国投入使用的超声成像仪数量开始超过X线机，因此宣称进入“超声医学年”。
 - 80年代以后，超声成像设备逐步得到普及。此后，彩色超声多普勒血流成像仪推出，多功能超声成像设备与专用化超声成像设备竞相发展，超声探头结构及声束时空处理技术发展迅速，机器更新换代日趋频繁。







医学超声成像的特点



-
- 医学超声成像的特点
 - 对人体无损伤
 - 能方便地进行动态连续实时观察
 - 特别适用腹部脏器、眼科和妇产科的诊断，而对骨骼或含气体的脏器组织不能较好成像，这与常规 x 线互相弥补
 - 数字影像信息量和清晰度较 x 线胶片稍低

■ 医学超声设备的发展趋势

- 20世纪90年代，超声设备向两极发展：一方面是价格低廉的便携式大量进入市场；另一方面向综合化、自动化、定量化和多功能方向发展。介入超声、全数字化超声成像、三维成像等技术不断取得进展。
-
- 在探头方面，新型材料、新式换能器不断推出，如高频探头、腔体探头、高密度探头相继问世，进一步提高了超声诊断设备的档次与水平。

超声成像设备分类

一、按超声波型分类

- 连续波超声设备
- 脉冲波超声设备

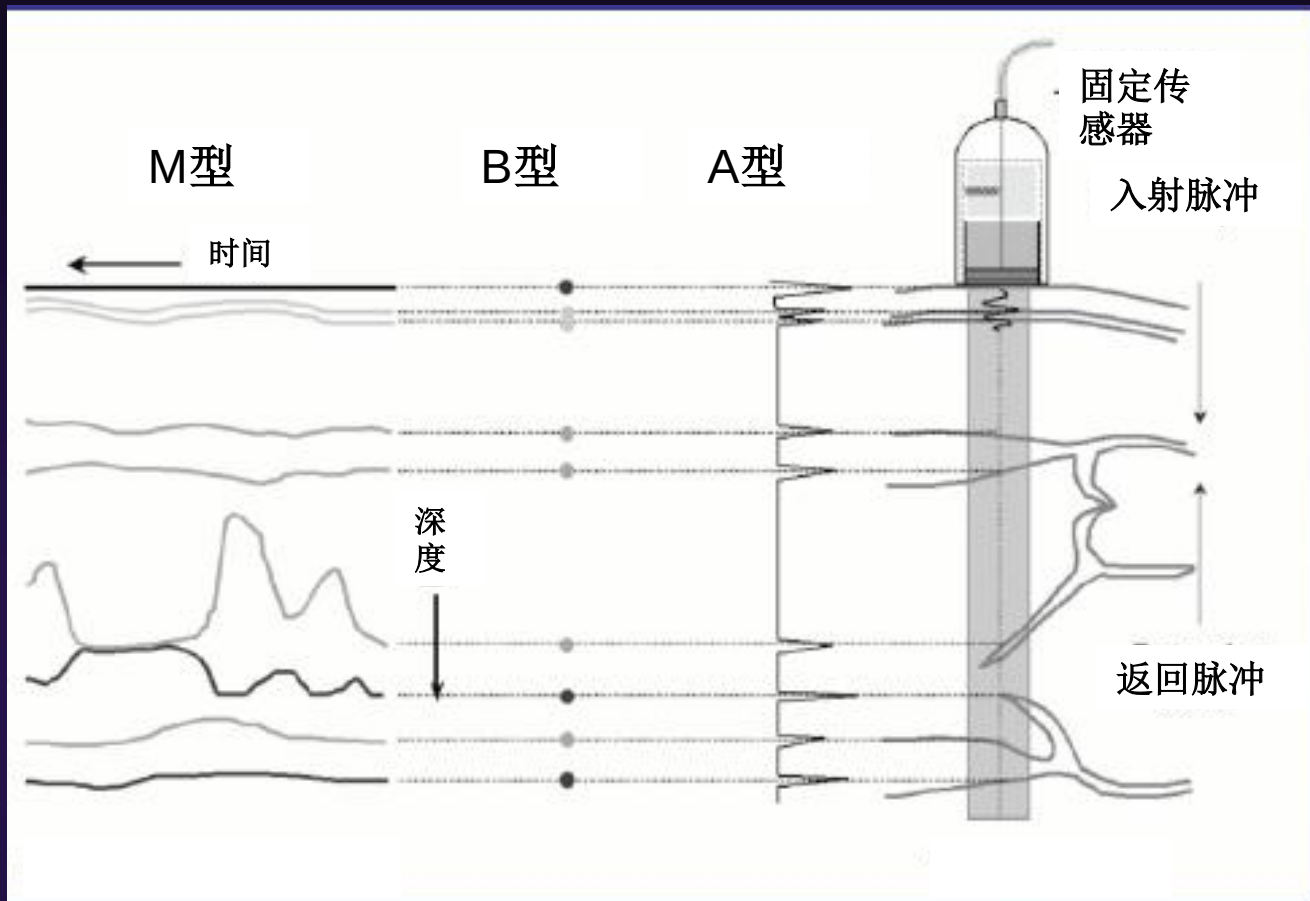
二、按利用物理特性分类

- 回波式超声诊断仪
- 透射式超声诊断仪

三、按设备的结构分

- **A超**：是一种最基本的显示，示波器上横坐标表示超声波的传播时间（探测深度），纵坐标表示脉冲回波幅度（Amplitude），故称为A型显示，简称A超。临床运用测量人体器官位置，尺寸、组织的声学特性、诊断疾病
- **M型超声诊断设备-M超—超声心动图仪**：在荧光屏上得到组织器官（心脏）许多曲线—构成超声心动图。反映不同界面不时间反射超声波的强弱。是亮度调制型设备。临床主要用于研究心血管疾病、可与心电图、心音图、脉搏结合考虑分析，测量心血管的部分大小、厚度，瓣膜的运动。

- **B型超声诊断设备**：—B超一切面显像仪。静止目标B型超声显像仪；实时B型超声显像仪，数字扫描B型超声成像设备，带计算机的B型超声成像设备四种。
- **C超与F型** 超声成像设备：横断面成像，横断面曲面成像。
- **D超（多普勒型）**：脉冲回波D型超声诊断仪，连续波D型超声诊断仪。



- **A型**: “amplitude” 幅度型, 主要用在眼科或一些需要精确测量位置关系的地方
- **B型**: “brightness” 与回波信号的幅度成正比的亮度显示
- **M型**: “motion”, 在扫描路径上显示深度信息, 主要用于一些快速运动组织的研究

综合前面技术的-----

彩色多普勒超声成像仪；

- 彩超=B+D+M, 多功能超声成像设备。彩色显示。

特殊超声成像设备与技术：

- 超声多普勒能量图（功率多普勒）；
- 组织谐波成像技术（CHI）；
- 非线性B/A成像；
- 实时三维成像；

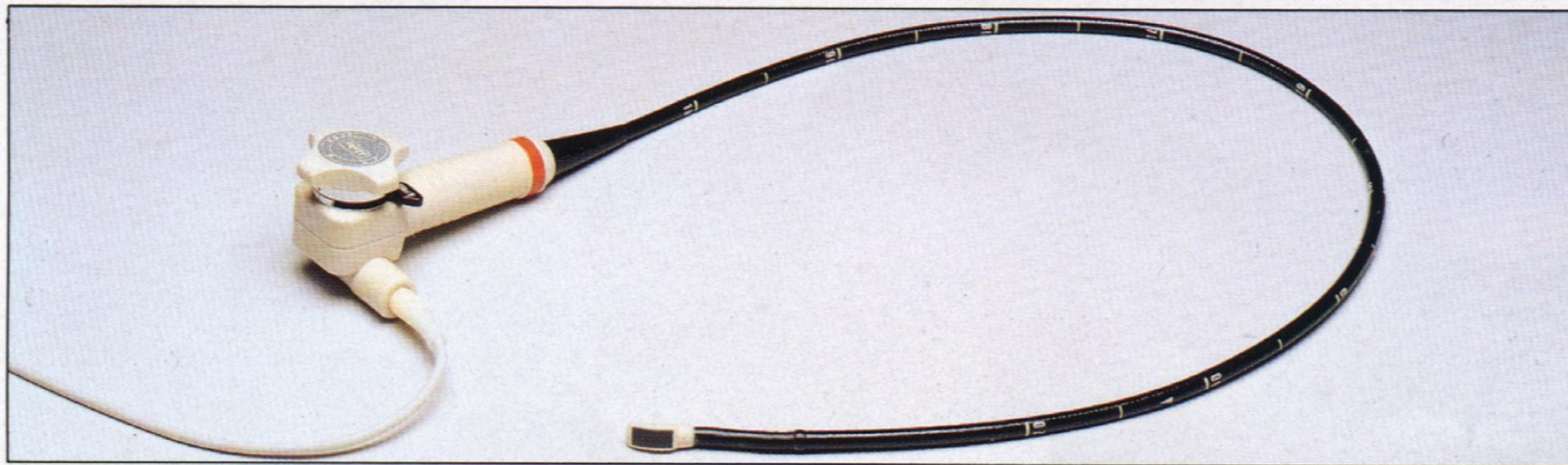
- 超声显微镜
- 超声CT
- 超声外科设备
- 超声治疗设备

超声成像领域的新技术

- 彩色超声多普勒血流成像仪
- 超宽频彩色多普勒处理技术
- 超声造影技术的应用

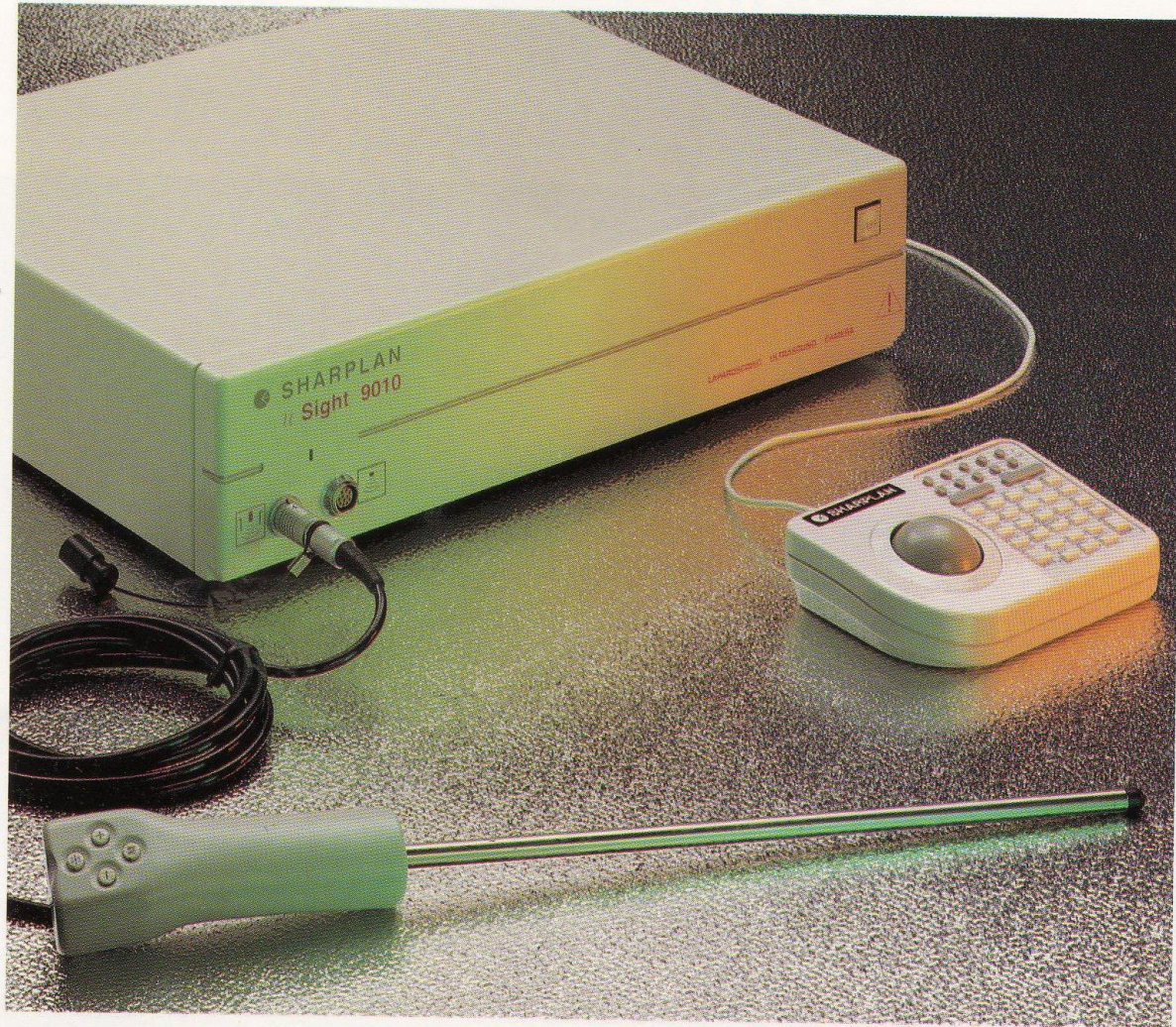
超声成像领域的新技术

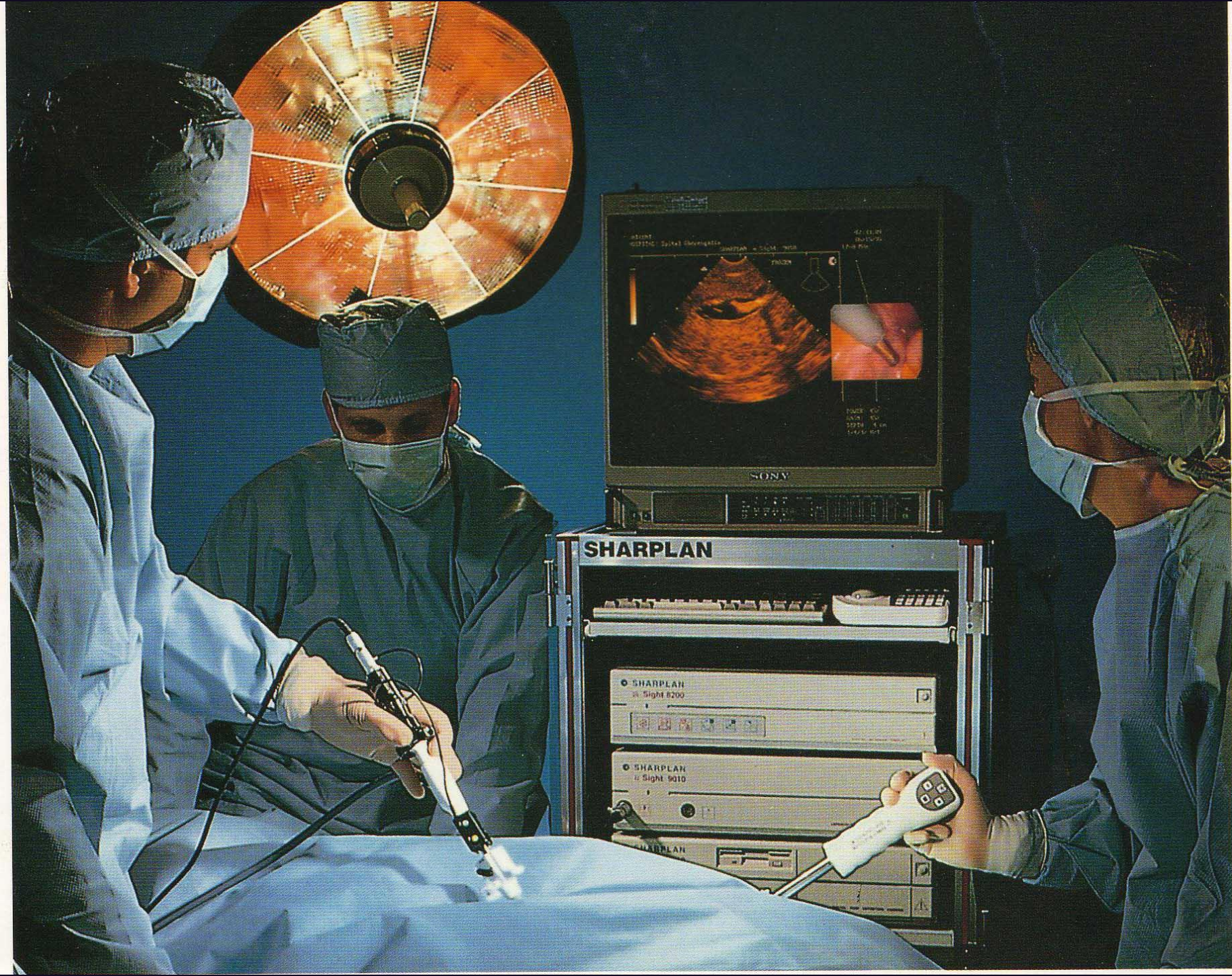
- 超声内窥镜
 - B超技术与内窥镜技术的结合



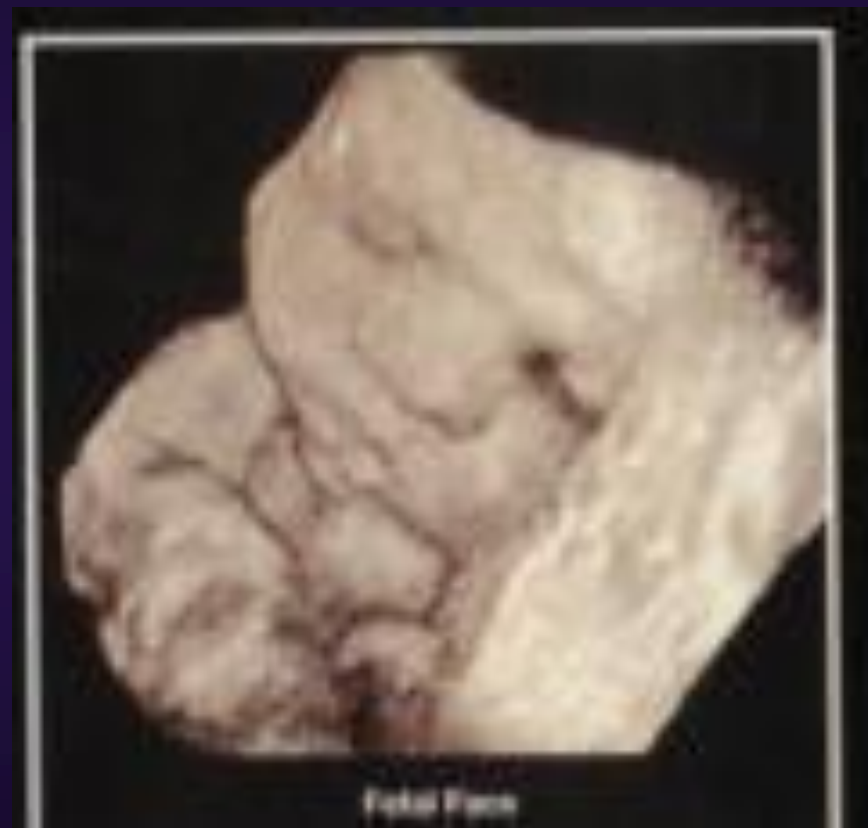
TRANSESOPHAGEAL *Requires JB-140 to connect this probe to SSD-650
UST-936-5
(5MHz/25mm/34deg.)

腹腔镜超声系统





- 三维成像技术



超声治疗设备

- 超声雾化器



- 体外碎石机





超声刀

又称为超声聚焦治疗系统，也是高强度聚焦超声
(high intensity focus ultrasound , HIFU)



FEP-BY02高能聚焦超声肿瘤治疗机

FEP-BY02 High Intensive Focused Ultrasound Tumor Therapy System



第一节、超声成像基础

一、超声波概述

- 在连续的弹性介质中，当某一质点受到外界作用而在其平衡位置做机械振动时，通过质点间的弹性力作用，就会把这个振动传给与它相邻的质点，使后者也在自己的平衡位置附近振动，如此继续下去，机械振动就在整个介质中传播开来。
- 机械振动的能量在弹性介质中传播开来，这就形成机械波。

-
- 由此可见，获得超声波要有两个基本条件：
 - 一个做机械振动的物体，以持续的提供能量，即**波源或振源**；
 - 必须有能传播这种振动的**弹性介质**，固体、流体、气体都是弹性介质，都可以传播超声波，真空中没有介质存在，所以不能传播机械波，包括超声波。

声波的频率分段：

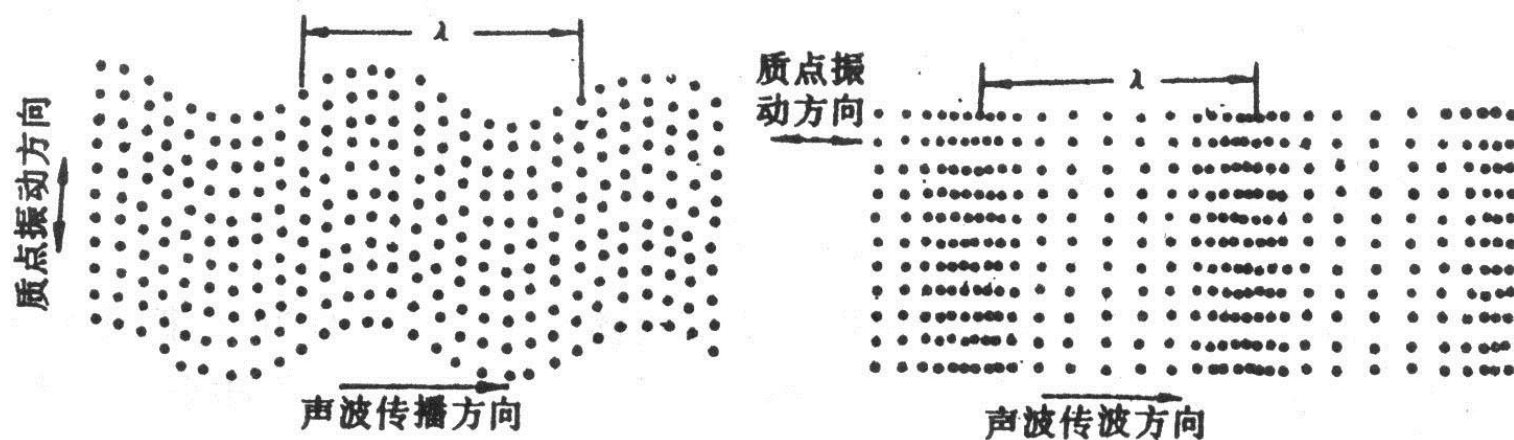
- $10^{-4} \sim 20\text{Hz}$ 次声波
- $20 \sim 2 \times 10^4\text{Hz}$ 可闻声波
- $2 \times 10^4 \sim 10^8\text{Hz}$ 超声波
- $10^8 \sim 10^{12}\text{Hz}$ 特超声波

医用超声频率多在1MHz到10MHz

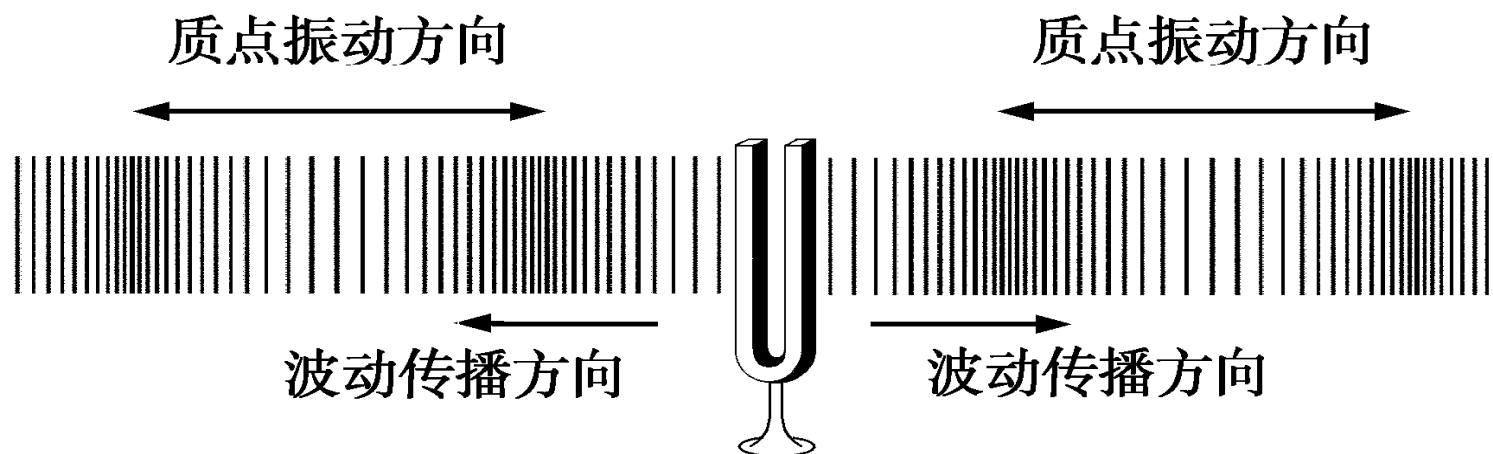
超声波的特性：

■ 机械波有纵波和横波之分：

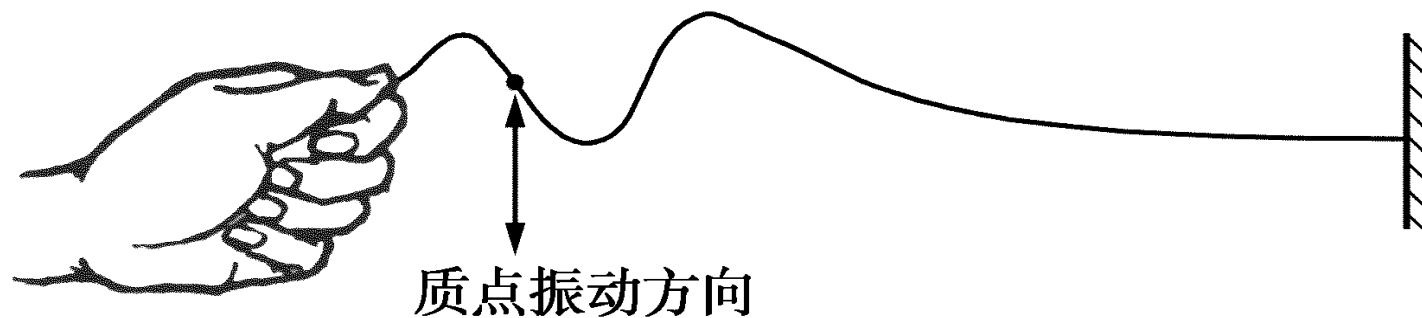
- 纵波 —— 质点的振动方向与波的传播方向相同
- 横波 —— 质点振动方向与波的传播方向垂直



横波、纵波示意图



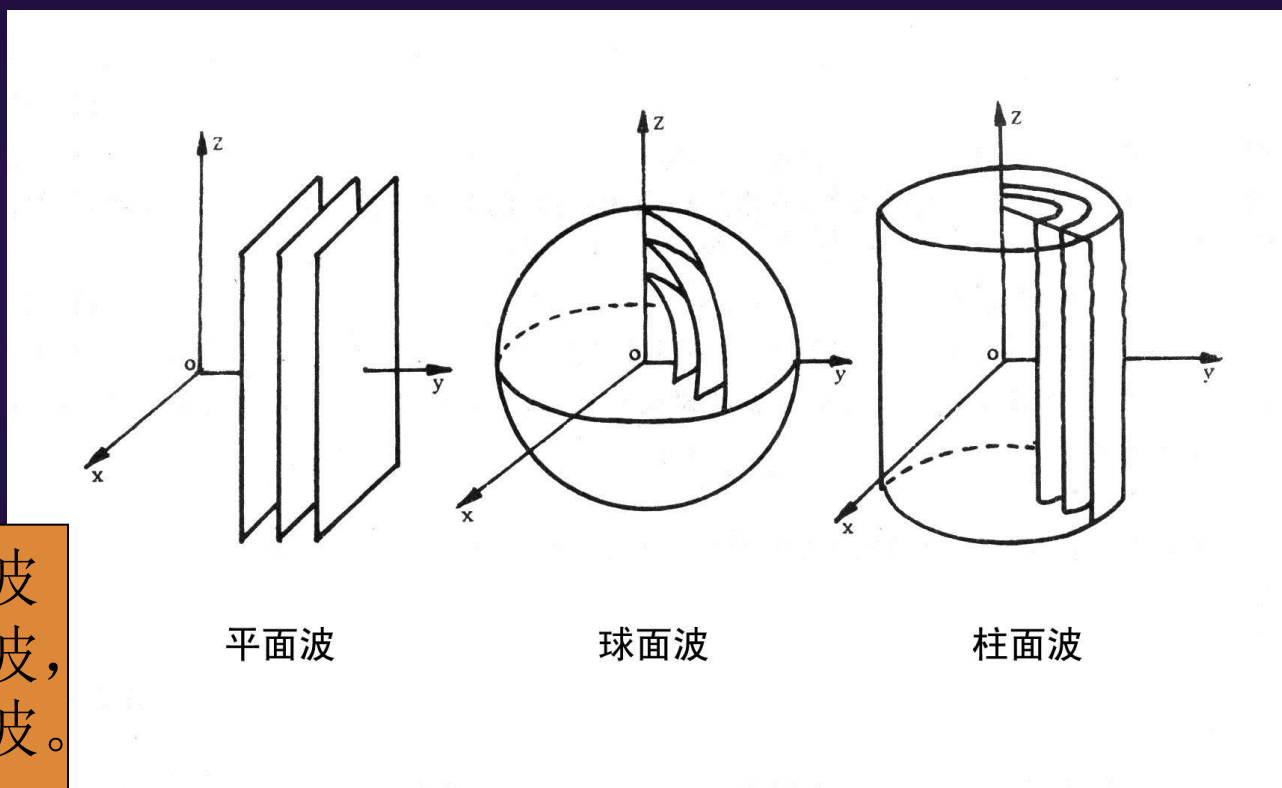
(a) 音叉振动在空气介质中产生纵波



(b) 横波的传递

-
- 纵波可以在固体、液体、气体介质中传播。
 - 横波只能在固体中传播，因为液体和气体无切变弹性。
 - 由超声诊断仪所发射的超声波，在人体组织中以纵波的方式传播。
 - 人体软组织基本无切变弹性，横波在人体组织中不能传播。

- 波从波源出发，在介质中向各个方向传播。在某一时刻介质中周相相同的各点组成的面为波面。



探头发射的超声波
近场可视为平面波，
远场可视为球面波。

- 发射超声的类型：

- 连续波
 - 脉冲波

目前，只有连续波多普勒血流仪使用连续波

-

-
- 与普通声波相比，超声波的特性有：
 - 频率高、波长很短，像光线一样直线传播，指向性好。
 - 介质微粒的振动加速度非常大，可以产生很大的力量。
 - 超声波的应用：水下探测与定位、工业探伤、医学领域的超声灭菌、超声治疗和诊断仪器等。

• 二、超声波参数

1 是频率超过2万Hz的机械波，在空气中传播平均速度为340m/s，在人体软组织，液体中约1540m/s，在颅骨中3860m/s。

2 描述超声波的物理量：

- 周期T, 频率f, 波长 λ , 波速C,
- 相位 $\varphi = (\omega t + \theta)$
- 介质特征声学参数—声阻抗 $Z = \rho C$ (单位瑞利)
- 声压p, 声压级 L_p , 声强I, 声强级 L_I
- 声压反射系数, 折射系数,
- 声强反射系数, 声强折射系数

二、超声波的参数

- 声速

声波在介质中单位时间内传播的距离, 称为声速。

$$C = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

式中: ρ 为介质密度;

k 为介质的体积弹性模量

介 质 名 称	声速(m/s)	介 质 名 称	声速(m/s)
空气(0℃)	322	肾 脏	1560
空气(15℃)	340	头 颅 骨	3360
石蜡油	1420	羊 水	1550
生理盐水(37℃)	1532	晶 状 体	1474
人体软组织(平均值)	1540	玻 璃 体	1641
血 液	1570	巩 膜	1532
脑组织	1540	钢 铁	1604
肌 肉	1568	铝	5300
脂 肪	1476	有机玻璃	6400
肝 脏	1570		2720

各种介质中的声速（纵波）

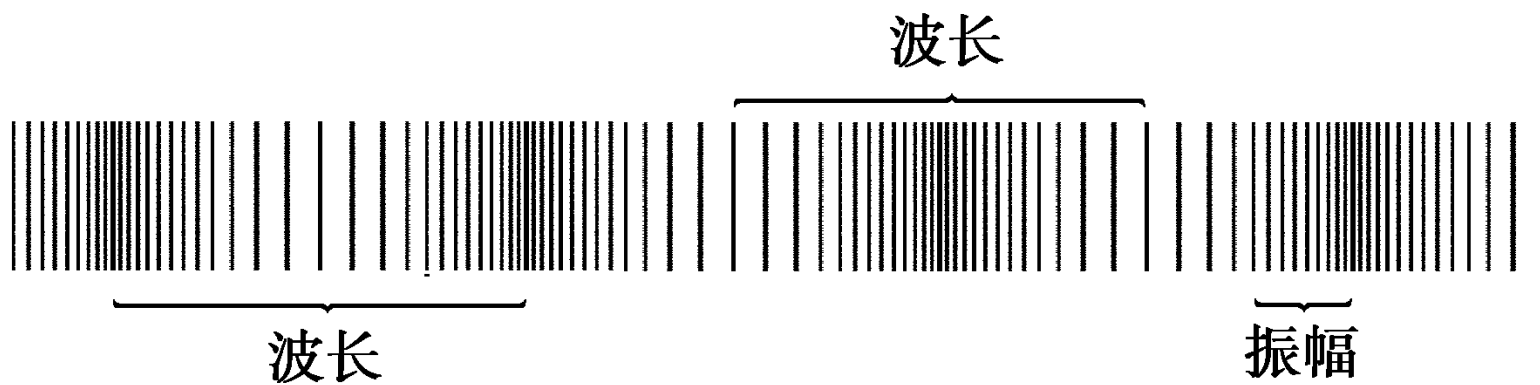
➤ 波长、周期和频率

介质中的质点在平衡位置往返振动1次所需要的时间叫周期，用T表示，周期与频率成互为倒数关系

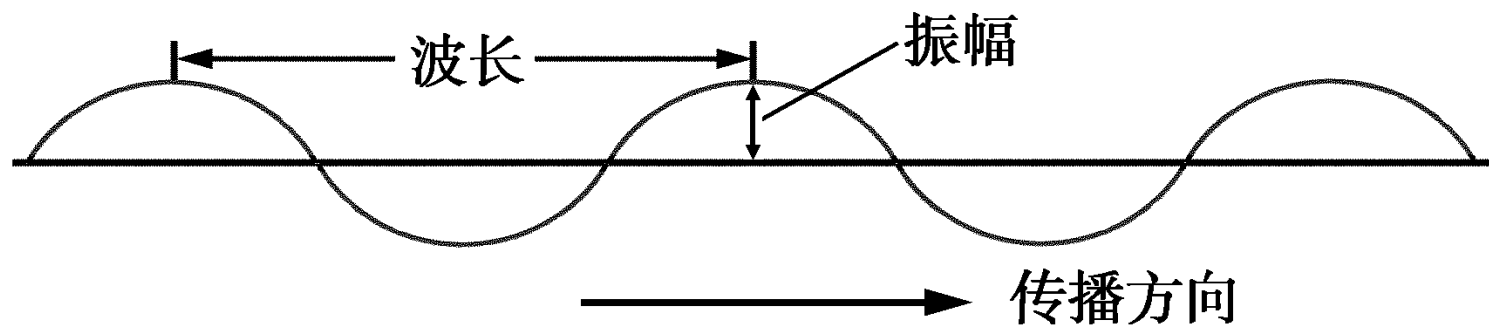
$$T = 1 / f = \lambda / c$$

在一个周期内，声波所传播的距离就是一个波长，用 λ 表示。

$$\lambda = c / f$$



(a) 纵波



(b) 横波

频率和波长在超声成像中是两个极为重要的参数，波长决定了成像的极限分辨率，而频率则决定了可成像的组织深度。

常用超声的频率、波长和极限分辨率

频率(MHz)	1.25	2.5	3	3.5	5	7.5	8	10
波长(mm)	1.23	0.6	0.5	0.44	0.3	0.2	0.19	0.15
极限分辨率(mm)	0.615	0.3	0.25	0.22	0.15	0.1	0.095	0.075

注：取人体软组织平均声速为 1540m/s。

- 超声诊断常用的频率范围在0.8~15MHz之间，而最常用的为2.5~10MHz。

➤ 声压

纵波在弹性介质内传播过程中, 介质质点的压强是随时间变化的, 这一波动压强差值称为声压振幅。

由下式确定:

$$P_m = \rho v c$$

其中: ρ 为介质密度, v 为质点振动速度,
 c 为声速

声压有效值:

➤ 声强

声强是表示声的客观强弱的物理量, 它用每秒钟通过垂直于声波传播方向的1平方厘米面积的能量来度量。

$$I = P^2 / \rho c$$

- 声强与声源的振幅有关, 振幅越大, 声强也越大; 振幅越小, 声强也越小。
- 当声源发出的声波向各个方向传播时, 其声强将随着距离的增大而逐渐减弱。
- 基于这一原理, 在超声诊断探头发射超声时, 必须考虑波束的聚焦。

➤ 声阻抗率

声阻抗率是描述声波传播弹性媒质的一个重要物理量。介质中某点有效声压 P 与振动质点速度有效值 V 之比称为声阻抗率。

$$Z_s = P / v$$

对于各向同性的均匀媒质中无衰减的平面自由行波来说, 介质各点的声阻抗率是同一个恒量:

$$Z_s = \rho c$$

即只决定于媒质密度 ρ 和波速 c 的乘积。

声阻抗率只与介质本身特性有关, 又称特性阻抗, 类似欧姆定律。

常用介质的密度、声速、声阻抗

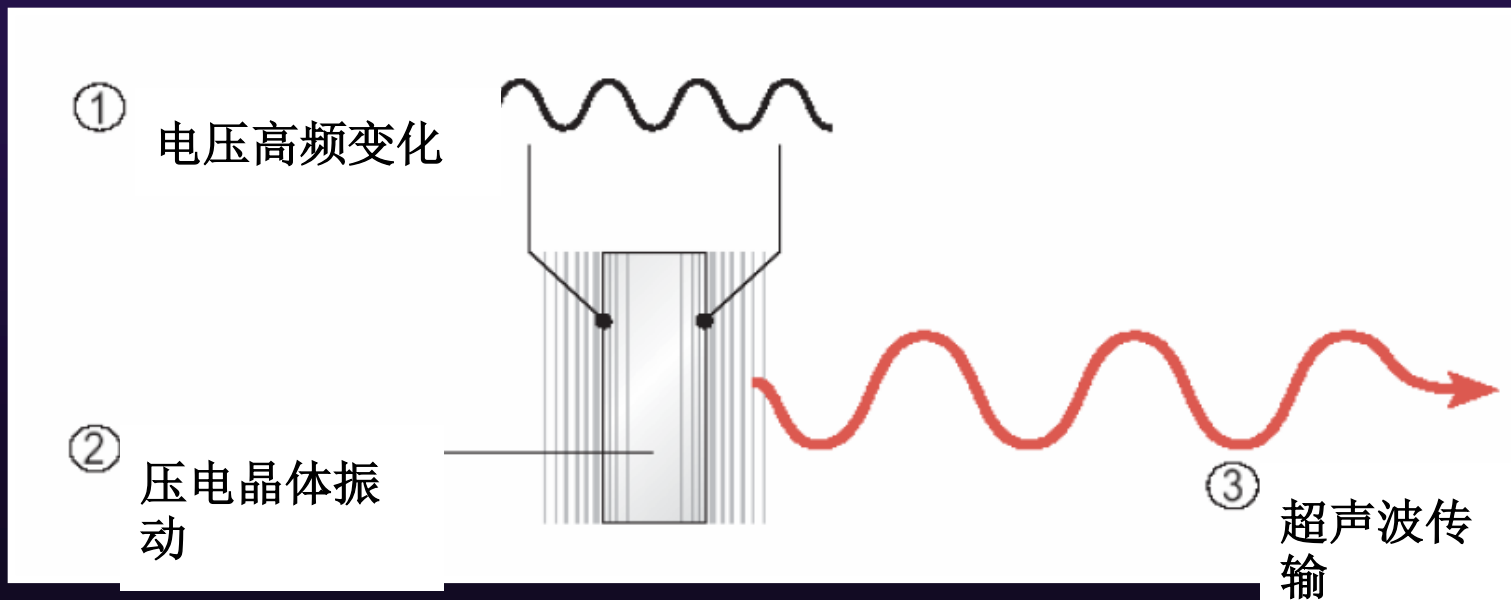
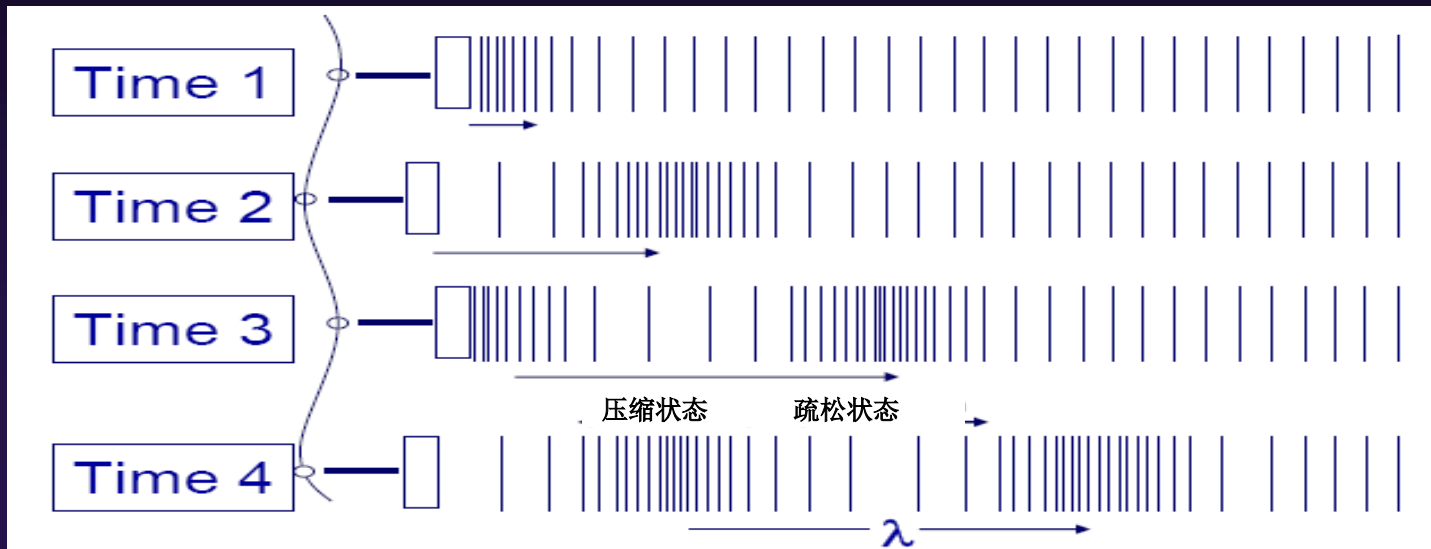
介 质 名 称	密度(g/cm ³)	超声纵波速度(m/s)	声阻抗($\times 10^5$ 瑞利)
空气(22℃)	0.00118	344	0.000407
水(37℃)	0.9934	1523	1.513
生理盐水(37℃)	1.002	1534	1.186
石蜡油(33.5℃)	0.835	1420	1.656
血 液	1.055	1570	1.522
脑脊液	1.000	1522	1.493
羊 水	1.013	1474	1.648
肝 脏	1.050	1570	1.684
肌 肉	1.074	1568	1.524
人体软组织(平均值)	1.016	1500	1.410
脂 肪	0.955	1476	5.570
颅 骨	1.658	3360	1.874
晶状体	1.136	1650	

-
- 按声阻抗率不同，把人体组织分为3类：

1. 气体和充气的肺
2. 液体和软组织
3. 骨骼

其中液体和软组织是超声诊断成功应用的物理基础

产生



三、超声波在介质中的传播规律

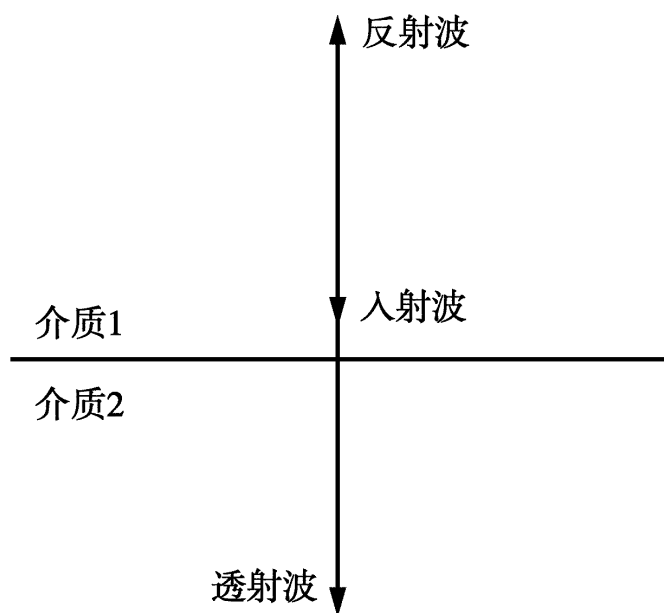
- 反射：反射系数= $(Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)$
- 全反射 与 反射强烈
- 折射：
- 衍射：
- 干涉 与 驻波
- 散射：
- 声学界面：声阻抗不同的两组织形成。
- 条件：声学界面的几何尺寸与超声波波长比较。

三、超声波的传播特性

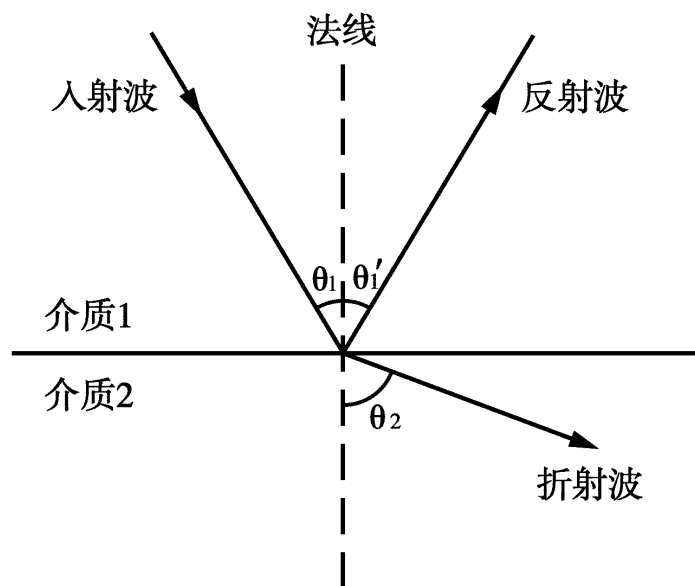
- 反射和折射

平面超声波在无限大界面上的反射和折射定律与光学相同。

$$\sin \theta_1 / \sin \theta_2 = c_1 / c_2$$



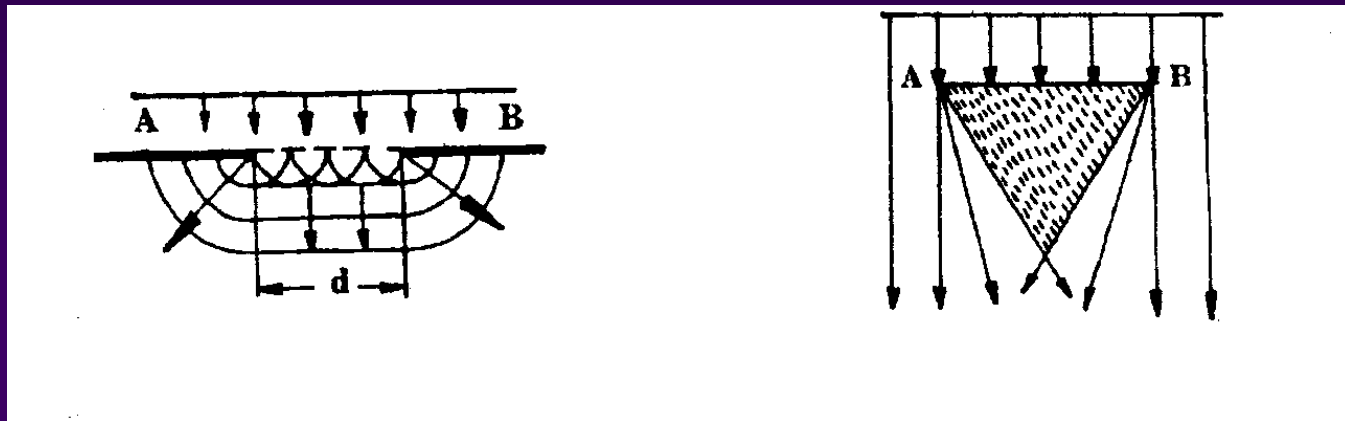
(a) 垂直入射时的界面反射



(b) 倾斜入射时的反射与折射

-
- 反射波的能量除取决于两种介质的声阻抗差别外，还取决于界面的大小，反射界面越大，反射波的能量也越强
 - 当被探查的人体组织结构很小，与入射超声波的波长相差不多时，会产生波的衍射现象。
 - 当被探查的组织结构小于入射波波长时，就会产生波的散射。

(二) 超声波的绕射



波长大于或接近障碍物尺寸时，超声波可以绕过障碍物的边缘向前传播，就是**绕射**，也称为**衍射**；

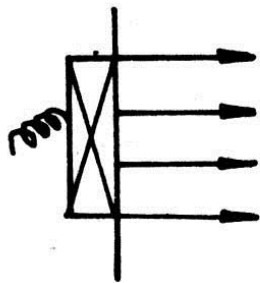
可以分为孔型和障碍物型；

- 散射和绕射

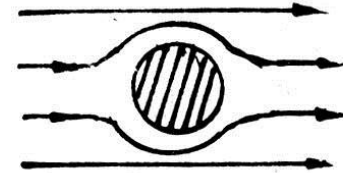
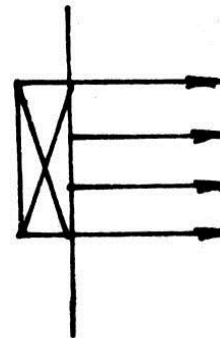
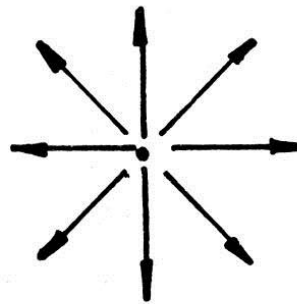
散射条件 $d \ll \lambda$

绕射条件 $d \approx \lambda$

d 为障碍物尺寸

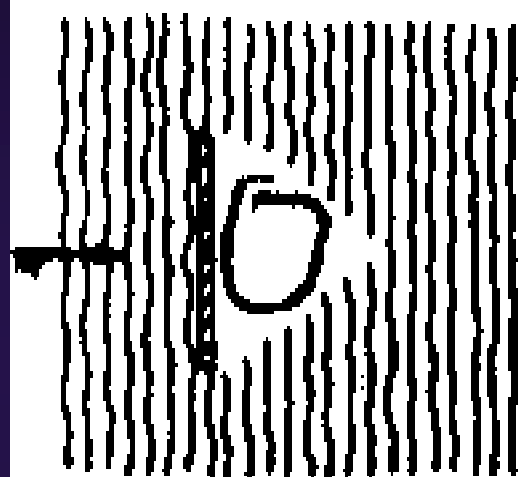


散射

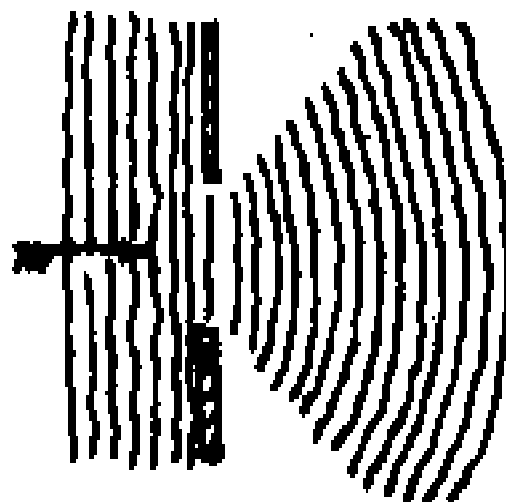


绕射

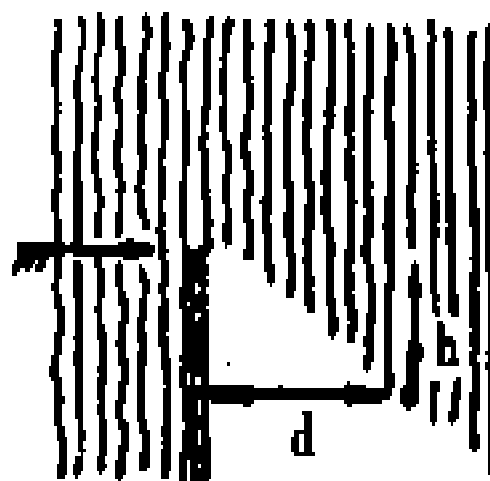
超声波的散射和绕射



a



b



c

图 15-8 各种衍射

讨论：

(1) 当 $d \geq \lambda$ 时, 衍射现象明显。

若病灶线度与波长接近时, 声波完全绕过病灶,
无明显反射回波。

图像表现: 不会出现病灶外形轮廓, 但有反向散射。

(2) 当 $d \gg \lambda$ 时, 在障碍物背后形成声影。

声影: 超声波不能完全绕过障碍物, 在障碍物背后
存在的声波不能达到的空间。

图像表现: 暗区 (探测不到的盲区)

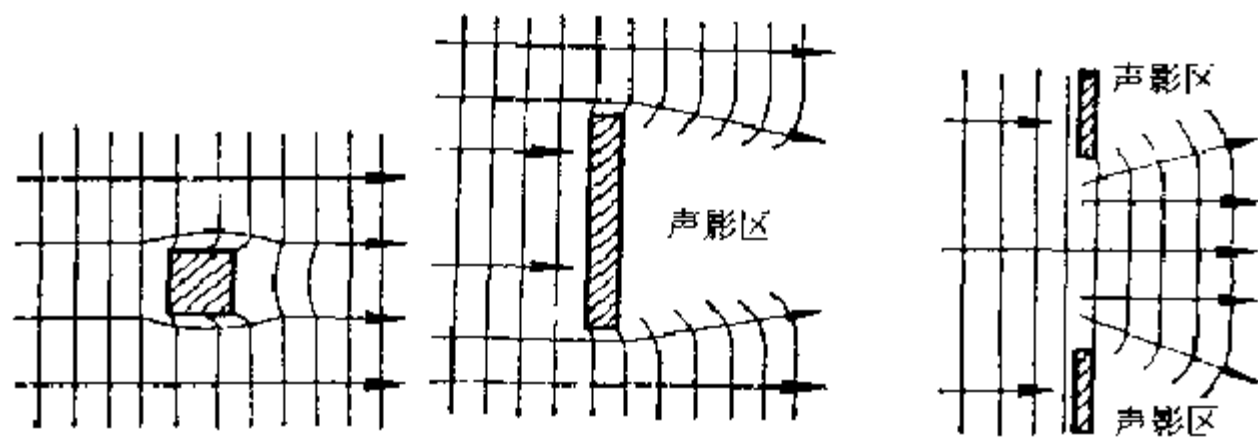
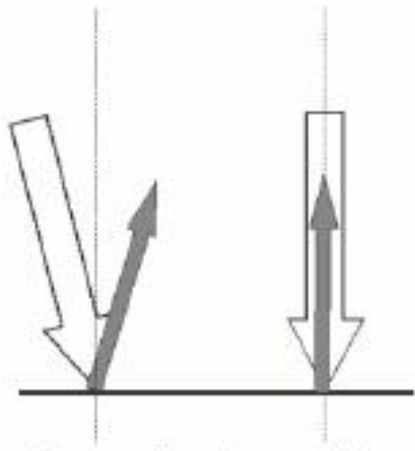


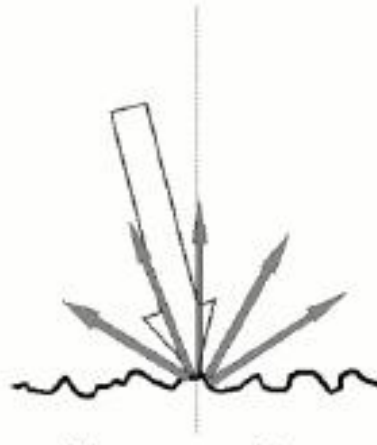
图 1.9.2 不同大小障碍物声衍射的示意图

散射

边界上作用



镜面（光滑）反射

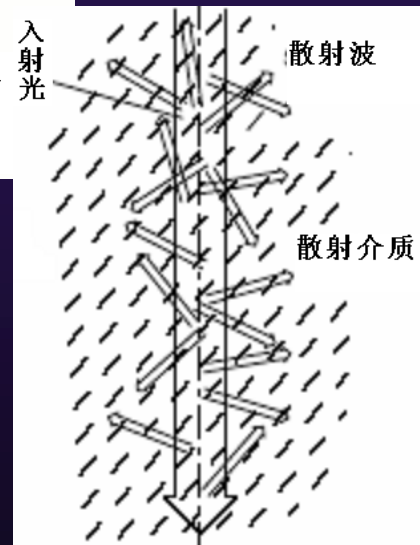


非镜面（散射）反射

组织中作用：声学
散射



尺寸小于 λ 的小物
体反射



散射 (Scattering)

超声波在介质中传播遇到障碍物时，一部份声能偏离原来方向而向四周发射的现象。

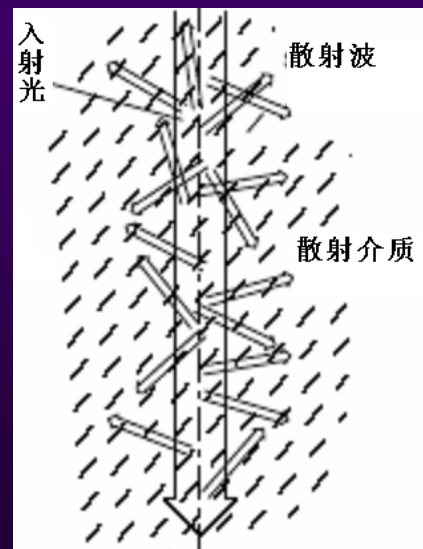
条件： $d \ll \lambda$

散射明显， 散射场强度均匀分布，

散射声强正比于

$$1 / \lambda^4$$

当 $d \approx \lambda$ 时， 散射场强度表现为一定的角分布。



- 众多的微小颗粒会使超声的传播方向发生连续改变。当这些颗粒线度 d 远小于超声波长时便成为子波源，称为散射中心，向空间各方向发射散射波。
- 障碍物引起的干涉空间称之为散射波场

这些散射波也可以用来成像。

在超声多普勒测血流及血管成像中，利用造影剂(也称对比剂 contrast agent)中混入的微小气泡(microbubbles)对照射基波形成的某种共振响应，产生出较强的二次谐波。通过仪器的程控和超声探头的专门设计，可单独选择接收二次谐波回波信号。若发射波频率为 3MHz，则接收回波频率为 6MHz。这样便可达到大大提高分辨力和增强抗干扰效果^[30]。在超声检测中，也可利用两种不同固体界面激发二次谐波，进行超声无损检测等^[31]。

超声波的干涉

(一) 迭加原理

小振幅声波传播时，线性参量是可以相互迭加的； n 个声波的合成声场的声压等于 n 个声波的声压之和；

(二) 声波的干涉

- 具有相同频率和固定相位差的声波合成，较规则；
- 固定相位的两列同频声波的合成振幅和平均能量密度均随相位变化。一些地方加强，一些地方减弱；
- 相位相同则加强，最大是两倍；相位相反则减弱，可能为零；

一般只研究同频率的合成问题，此时称为干涉；

4 散射

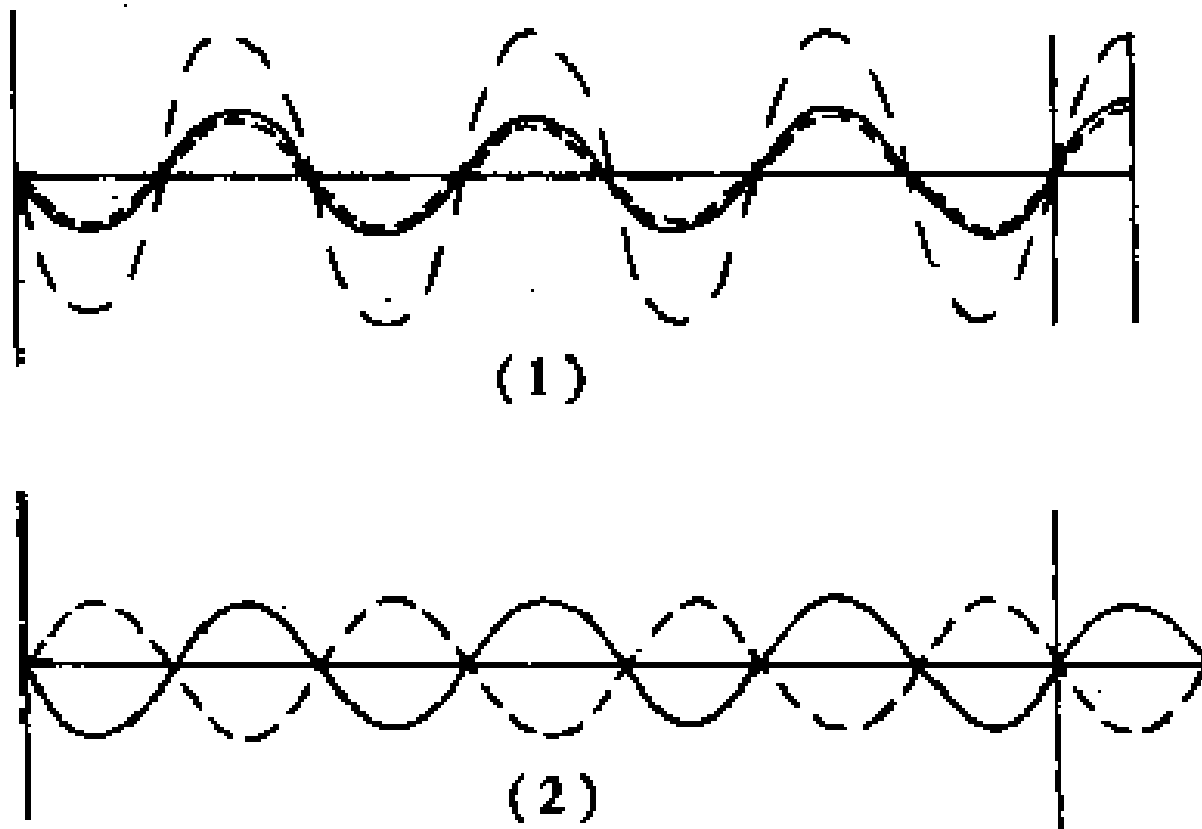


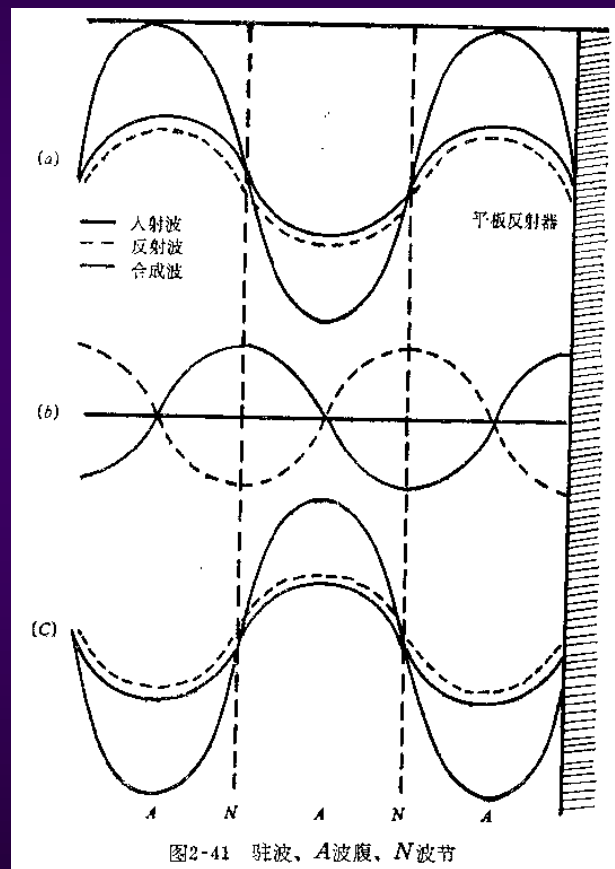
图 15 - 10 超声的驻波

驻波

干涉现象的特例，指两个相向传播的相干波的叠加。

驻波方程

$$x = 2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{T} t\right)$$



$$x = 2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{T} t\right)$$

讨论:

1) 叠加结果, 各点仍作简谐振动;

2) 质点振动的振幅为 $\left| 2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \right|$
既振幅与各质点的位置 y 有关, 与时间无关;

3) 振幅最大为 $2A$, 发生在 $\left| \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \right| = 1$ 的点,
 y 为波腹位置;

4) 振幅最小为 0 , 发生在 $\left| \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \right| = 0$ 的点,
 y 为波节位置;

驻波的主要特点：

- 1) 驻波区域无能量传播，只有质点的振动。
- 2) 驻波场是一个振动体，其频率与入射频率相同，最大振幅为原振幅两倍。

驻波比：表示驻波发生程度的物理量

$$\text{驻波比} = \frac{p_{mi} + p_{mr}}{p_{mi} - p_{mr}}$$

式中， p_{mi} 为入射波声压幅值

p_{mr} 为反射波声压幅值

$$\text{驻波比} = \frac{p_{mi} + p_{mr}}{p_{mi} - p_{mr}}$$

讨论：

1) 当 $p_{mr} = 0$ 时，驻波比 = 1

驻波上各点压力相等，此时不存在驻波；

2) 当 $p_{mr} = p_{mi}$ 时，驻波比为无穷大，

驻波压力最大值是入射声压的两倍，最小值为0，即产生全反射驻波。

四、超声波在生物组织中的衰减

当超声波在生物组织中传播时，除组织对超声波的声束扩散、反射、散射等引起的能量的分散之外，组织对超声能量的吸收也是造成超声衰减的重要因素。

- 在生物组织中，造成吸收衰减的内在原因主要有介质质点的粘滞性、导热系数和温度等因素。
- 超声衰减的大小与超声的频率有关，并与传播距离成正比

(一) 扩散衰减

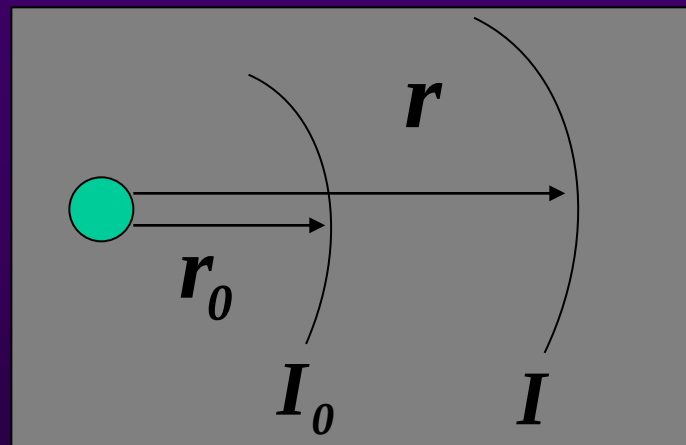
◆ 波阵面的形状;

◆ 与晶片的形状有关

特 点：超声波的总能量没有减少，声能的形式无改变。

规 律：遵守平方反比定律（球面波）

$$\frac{I}{I_0} = \frac{r_0^2}{r^2}$$



扩散衰减与传播介质特性无关，仅与波阵面的形状有关。

(二) 超声波在生物组织中的散射衰减

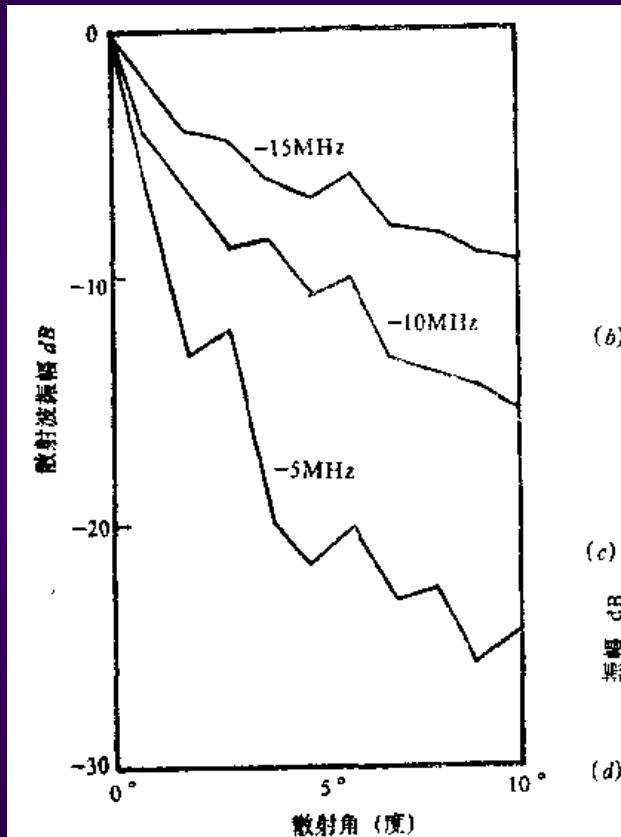


图2-37 肌肉表面散射波振幅与角度的关系

- 频率高，波长短，散射小
- 散射角大，散射衰减厉害

对实质性人体组织的测量明，其背向散射波频谱不同于初始发射波频谱，其高频波幅有所下降，如图2-38所示。

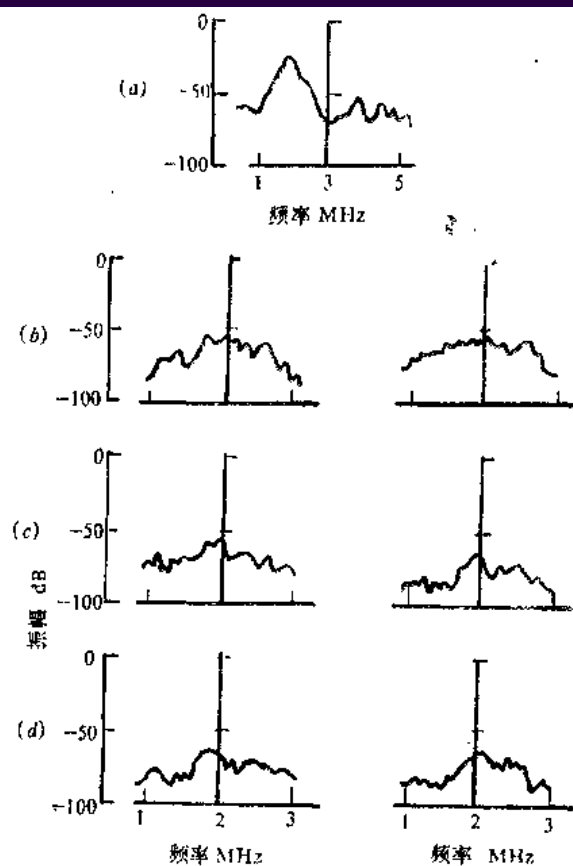


图2-38 散射频谱：标称频率2MHz；
选通时间为8 μ S a)换能器参考频
谱；b)脂肪；c)肝；d)脾。

同时，背向散射超声波的幅度还依赖于接收角度，在图2-39中表明在0-90°间所接收到的由脾脏、脑和肝脏所产生的背向散射波的强度。

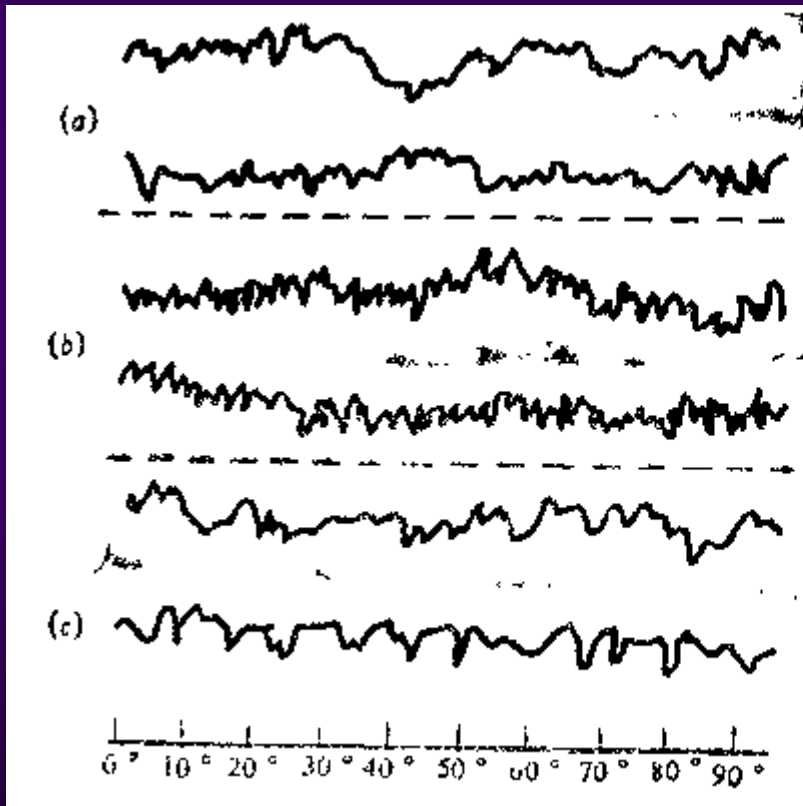


图2-39 散射振幅与角度的关系 标称频率1MHz，取自两个人体的新鲜组织试样，(a)脾，(b)脑，(c)肝。

(三) 吸收衰减

导热性吸收

与热相互作用为特征的热传导和热辐射吸收

粘滞性吸收

由于介质的粘滞性而产生的吸收

弛豫性吸收

指介质吸收声能后分子势能增加，又经过一段时间后再以声波的形式向外发射的过程。

吸收衰减与声波的频率有关

4. 相对运动吸收;

声压使界面移动吸收的声能

5. 气泡吸收

超过空化阈值的高强度超声波在流体媒质中传播产生空化效应;

6. 滞后作用吸收

非常粘滞媒质中, 声波频率高于弛豫频率时, 将有一种过量吸收和每周期内的恒定的能量耗损像对应;

- 超声传播到其强度减弱一半的距离叫**半价层**
- 不同组织具有不同的介质密度和性质，具有不同的**超声衰减系数**

一些生物组织的超声衰减常数

组 织	$\beta(\mu\text{s}/\text{mm})$	组 织	$\beta(\mu\text{s}/\text{mm})$
血 浆	0.0008	肝	0.010
血 液	$0.0008 + 0.000031V^{\text{注}}$	肾	0.011
脂 肪	0.006	心 肌	0.019
脑	0.008	颅 骨	0.27

-
- 有实验结果表明, 在1~15MHz超声频率范围内, 人体组织对超声波的吸收衰减系数几乎与频率成正比。
 - 根据探查部位的组织不同和深度不同, 合理选择使用探头的频率, 对诊断效果将有较大影响。

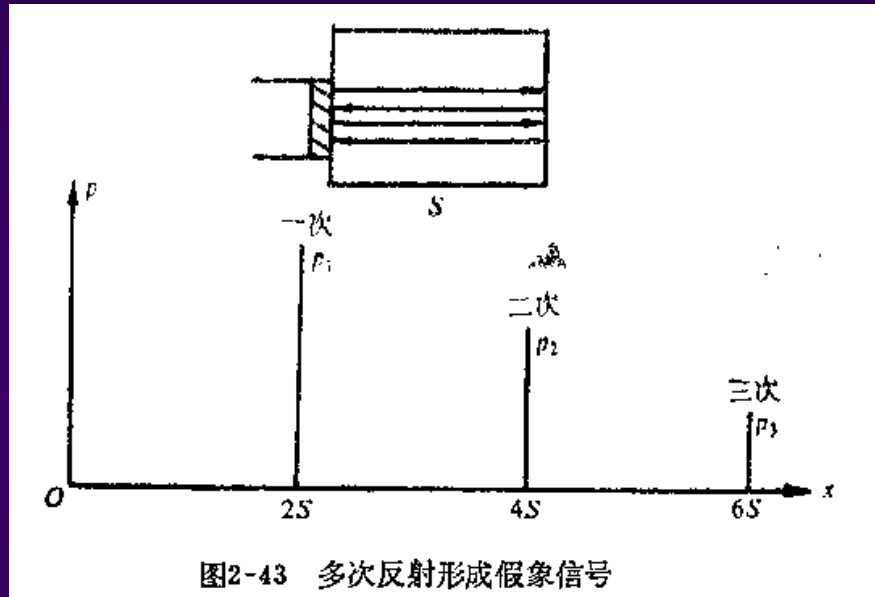
混响和多次反射

混响和多次反射是在特殊情况下发生衰减现象；

- 声波在少数界面空间往复多次反射；
- 声源激起封闭空间媒质固有振动的自由衰减；
- 媒质的不均匀性所引起的散射；

混响时间：声源停止后从初始声压级降低60dB所需要的时间，也就是初始声能密度下降到百万分之一时所需要的时间

图2-43画出了混响成因之一的多次反射情况。超声换能器发出脉冲超声后，将会连续检测来自试块反射面的 p_1 , p_2 , p_3 ，等一次，二次反射回声信号。可见多次反射声压信号是呈指数规律衰减的。



由于生物组织自身不均匀性，出现混响或多次反射的现象也比均匀媒质中复杂得多。但了解混响的物理特性是有实际意义的。例如，在超声心动图中，偶尔可在心脏后面见到运动的回波，看来像是心内结构，但实际上是混响形成的伪像。在固定组织界面间的多次反射，也往往造成假像导致误诊。

- **衰减系数**：吸收衰减系数和散射衰减系数两部分组成；生物组织的衰减系数与组织厚度和超声频率有关。
- **半价层**：就是组织内部传播的超声波，其强度衰减到初始值的一半时所传播的距离。
- **混响时间**：声源停止发射后，在声场中某点上仍有声波引起的振动的延续；

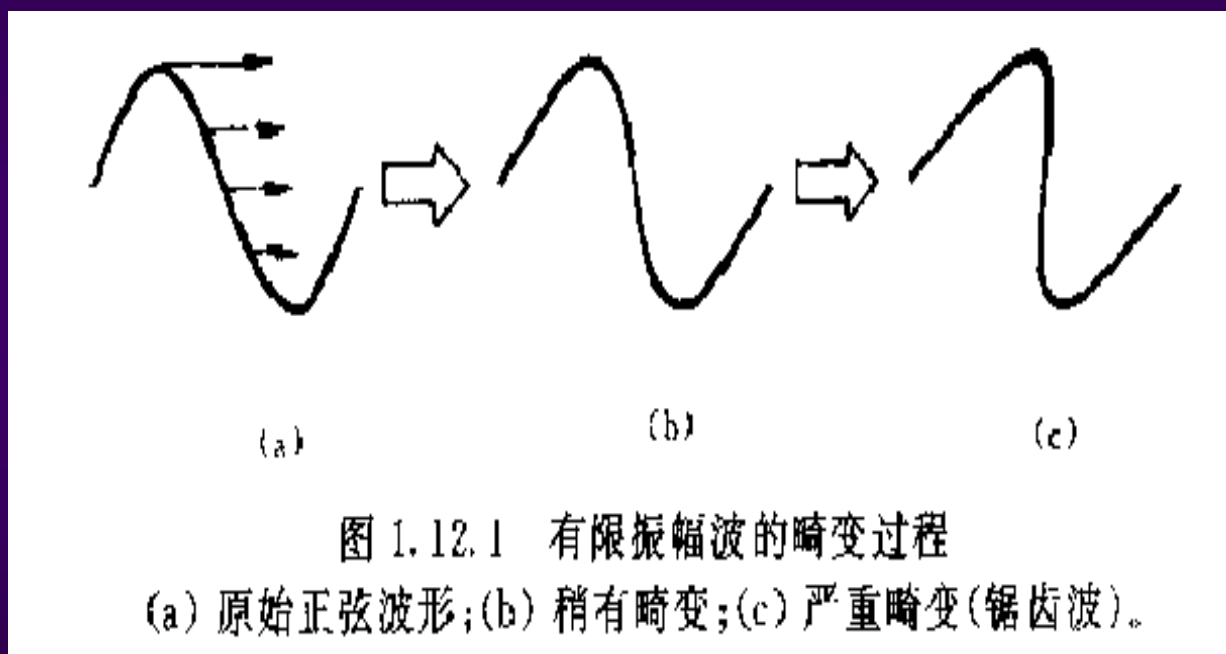
超声传输和衰减的几个问题

声波类型的转换

纵波在液体中（以一定角度）进入固体中，振动会分解为两类波：横波和纵波；

但是如果是垂直入射就不会有折射和横波产生；

声波波形的畸变



波形的畸变标志着谐波的产生;

反射增强

- 考虑到在物质中的衰减，对于不同深度信号会有放大的调整，
- 如果增益仅仅以软组织考虑，如果组织中有液体时，就会出现回波信号比入射信号还要大的情况；

五、超声与物质的相互作用

- 1、物质对超声的作用
- 2、超声对物质的作用

超声波的生物效应

超声波是一种依靠介质来传播的声波，它具有机械能，因此，在传播的过程中将不可避免地和介质相互作用。当超声作用于生物组织时，会对生物组织产生某些生物效应。

- **机械效应**

引起细胞高速细微的振动，产生速度、加速度、声压、声强，高强度机械效应会使组织破裂损伤。

- **热效应**

生物组织对超声的吸收，将部分声能转化为热能，使组织温度升高，过高会烧伤组织。

- 空化效应

当超声波作用于液体时，会使液体内部压力发生变化，产生压力或拉力，当拉力达到一定强度，可以使液体分子断裂，产生近于真空的空穴，引起空化效应（也称空穴效应）。

- 化学效应

由于生物组织局部压力与温度升高，会促使发生一些正常压力与温度下可能出现的化学反应。

3. 空化作用

充有气体或水蒸气的空腔在超声场作用下发生振荡的各种现象。

分类：

(1) 稳态空化

条件：气泡大小与波长相近。

气泡相当于共振腔，共振时振幅可达波长的几个数量级。

结果：由于组织之间产生的相对振荡运动，足以破坏细胞膜和生物大分子。其次，由于剧烈振荡的结果，使气体在微小气泡中压缩，局部产生极高的温度和压强突变而引起电离，以致把具有高度活性的自由基群以很高的浓度向周围液体释放。

(2) 瞬态空化（崩溃空化）

条件：高强度、高频率的超声波
频率为MHz数量级，
软组织中强度大于

(10^7 W/m^2)

结果：当瞬时值出现负值时刻，会引起液体的破碎性断裂，发生空洞。压强瞬时值返回正值时，空洞崩溃，产生正压强脉冲，其幅值可从几十个大气压到几千个大气压，从而导致一系列破坏作用。

超声波的生物作用：

1. 生物大分子

超声对生物大分子的主要作用是降解过程。它可引起DNA双螺旋的中断。同时平均分子量从 **下降** 到 **0.25×10^6**

2. 细胞

可引起细胞分裂。

3. 组织

可导致组织功能的破坏和变更。

4. 其它方面

1) 对血流和血管的作用

超声波照射小血管时，血流可被阻止。
以较弱超声波照射血管时，血管扩张；
以较强超声波照射血管时，血管收缩。
超声照射迷走神经，可降血压。

2) 对恶性肿瘤的作用

用聚焦超声照射肿瘤可抑制肿瘤的生长。

3) 对组织再生的作用

动物实验证明，超声可刺激组织的再生。

4) 遗传效应的证据

不具有统计意义的证据，就是用强度为 $400\text{W}/\text{m}^2$ 频率为2.5MHz的超声波进行5小时的照射，可能引起畸胎，对这种可能性正在作进一步研究。

医学超声的安全剂量

- 诊断用超声剂量一般应小于安全剂量50焦耳 / 平方厘米(J / cm²)，并且最大照射强度低于100mW / cm²。

超声临床诊断的强度和安全剂量

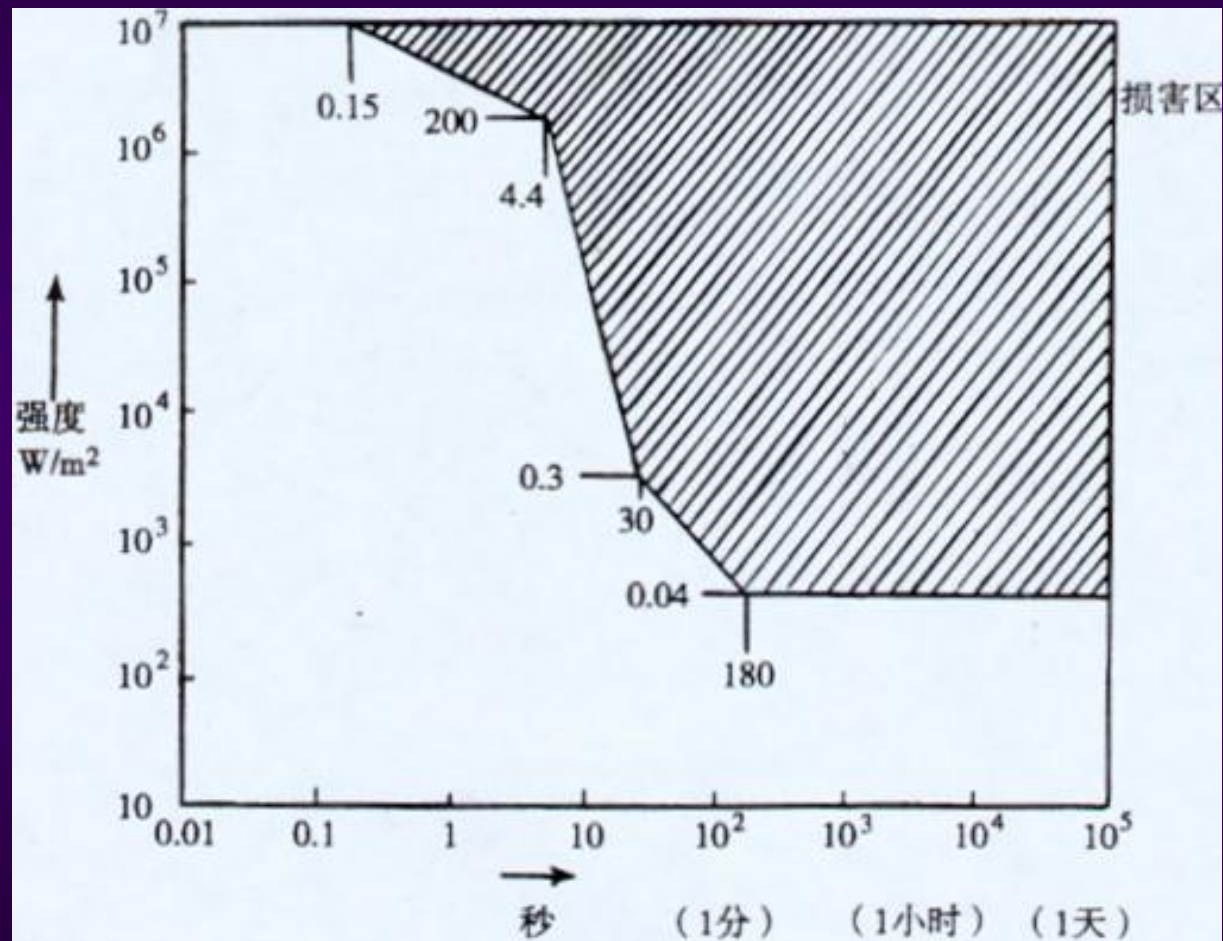


图 6-5 超声诊断安全剂量范围

- 课后思考题

- 用第二节所学知识解释为什么超声对人体软组织可以很好成像，而对骨骼及含气体组织不能成像。

- 人体组织的声阻抗差别
 - 超声波的反射
 - 人体组织对超声波的吸收衰减
 -

第四节 超声设备成像设备概述

foundation of ultrasound equipment

一、医学超声设备的分类

1. 按其用途分类：

 超声诊断仪：向人体内发射超声波，并接收由人体组织反射的回波信号，根据其所携带的有关人体组织的信息，加以检测、放大等处理，并显示出来，为医生提供诊断的依据。

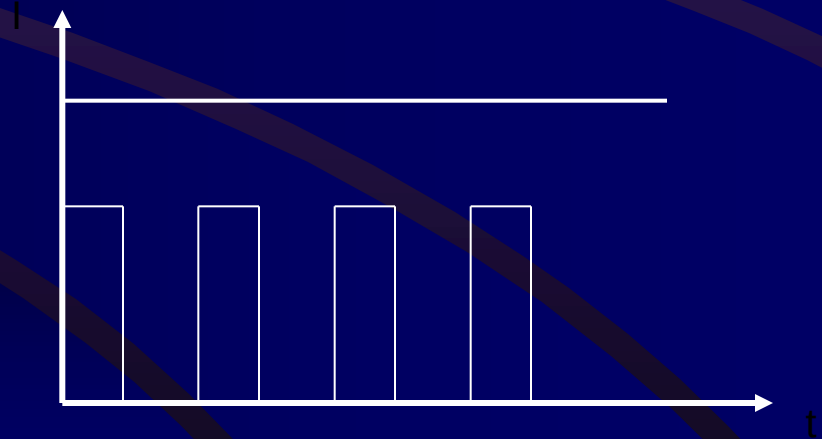
 超声治疗仪：向人体内发射一定功率的超声能量，利用其与生物组织的相互作用产生的各种效应，对有疾患的组织起到治疗作用。治疗仪器不需要接受回波与处理回波，结构较为简单，功率较大。

2. 以获取信息的空间分类

- 一维信息设备 如 A 型、M 型。
- 二维信息设备 如扇形扫查 B 型、线性扫查 B 型、凸阵扫查 B 型等。
- 三维信息设备 即立体超声设备。

3. 按超声波形分类

- 连续波超声设备 如连续波超声多普勒血流仪。
- 脉冲波超声设备 如 A 型、M 型、B 型超声诊断仪。



4. 按利用的物理特性分类

- 回波式超声诊断仪 如 A 型、M 型、B 型、D 型等。
- 透射式超声诊断仪 如超声显微镜及超声全息成像系统。

—

成像原理

1、雷达测距原理

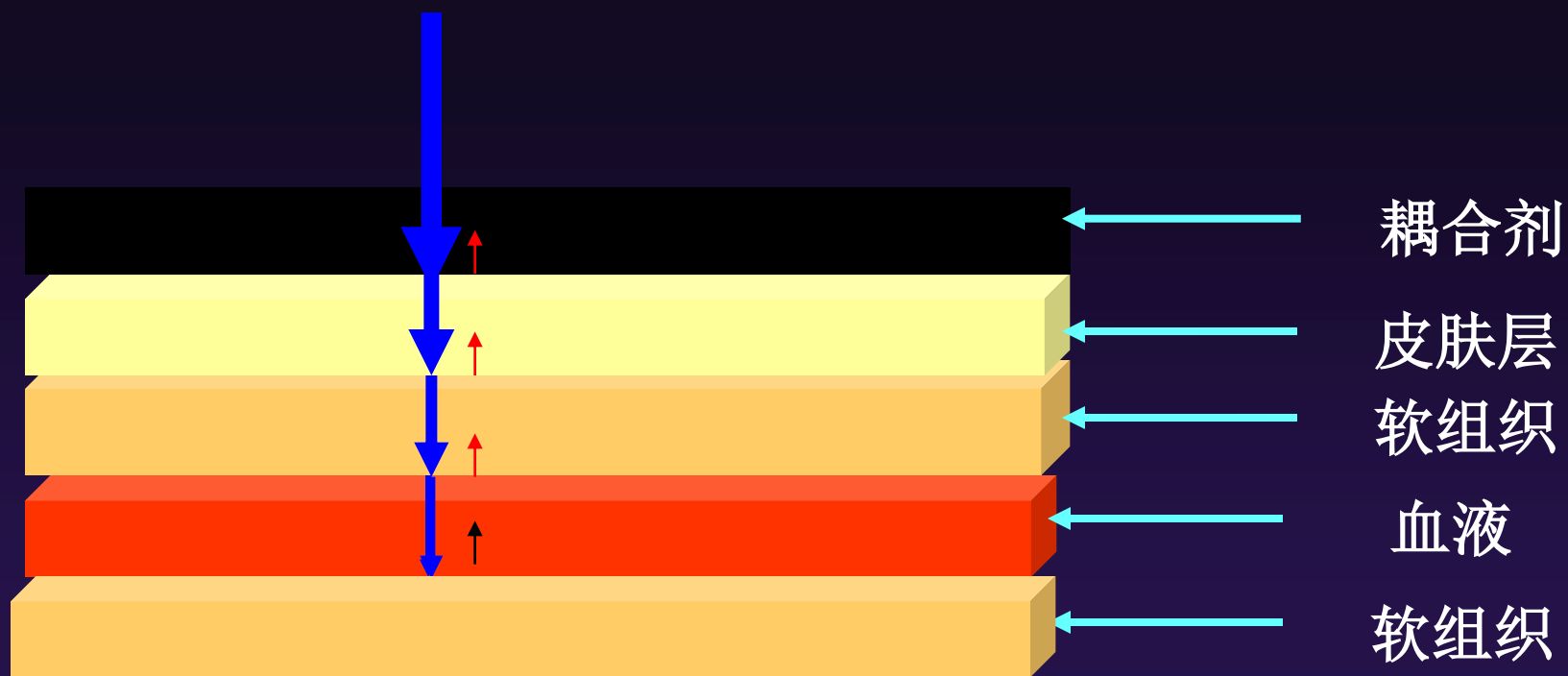
- 界面位置判定： $L=ct/2$
- t —超声波在人体来回距离回波时间，表示界面位置，
- c —超声波在人体组织中的传播速度

2、回波大小与界面处组织声阻抗或密度有关，界面一定反射超声波的大小一定，可以根据回波强弱判定界面处的参数；只要密度有变化的地方有反射，可以探测，设备质量高，低决定能否识别微小变化回波大小表示介质声阻抗变化（密度变化）。

医学超声成像基本原理

超声诊断仪是利用人体不同类型组织之间，病理组织和正常组织之间的声学特性差异，或生理结构在运动变化中的物理效应，经超声波扫描探查、接收、处理所得信息，并以图像、图形或数字形式为医学诊断提供依据的技术设备。

超声诊断成像的基本原理以三个物理假定为前提：①声束在介质中以直线传播，以此可估计成像的方位；②在各种介质中声速均匀一致，以此估计成像的局面；③在各种介质中的吸收系数均匀一致，以此确定增益补偿等技术数。



回波反射原理:发射超声脉冲，遇界面反射，接收回波，检测出其中所携带的信息；由于界面两边声学差异并不是很大，大部分声波穿过界面继续向前传播，到达第二个界面时又产生回波，并仍有大部分声波透过该界面继续行进；将每次回波信号接收放大，并在显示器上显示。

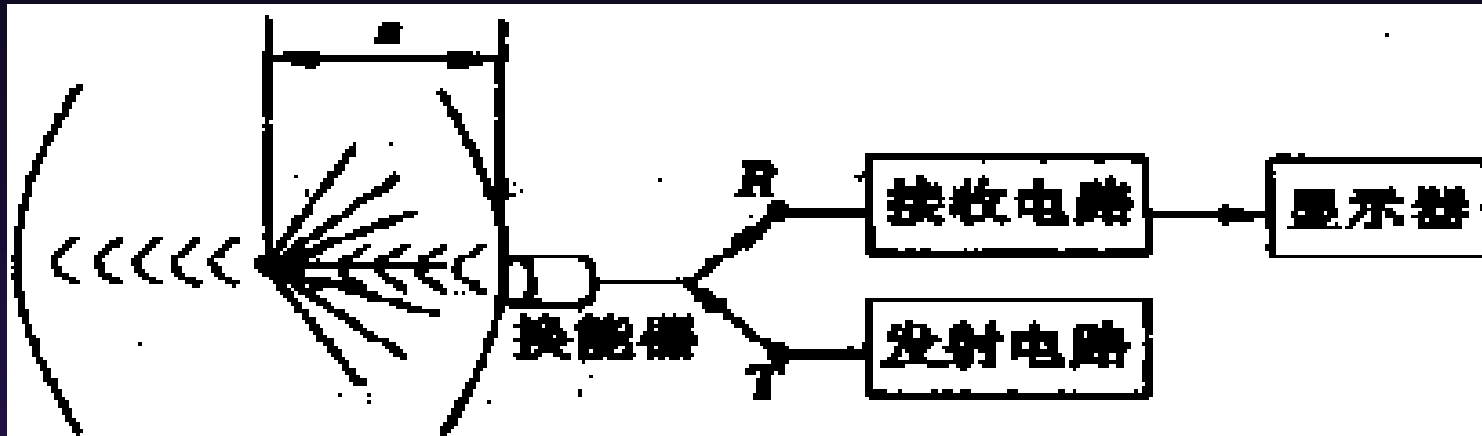
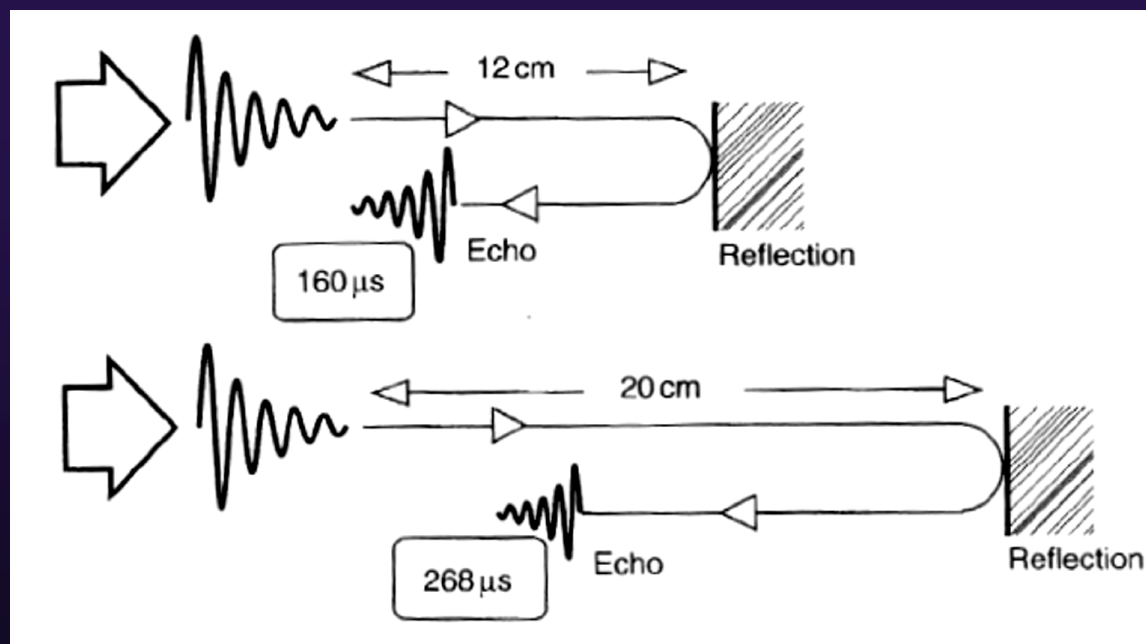


图 15 - 14 基本的脉冲回波成像系统



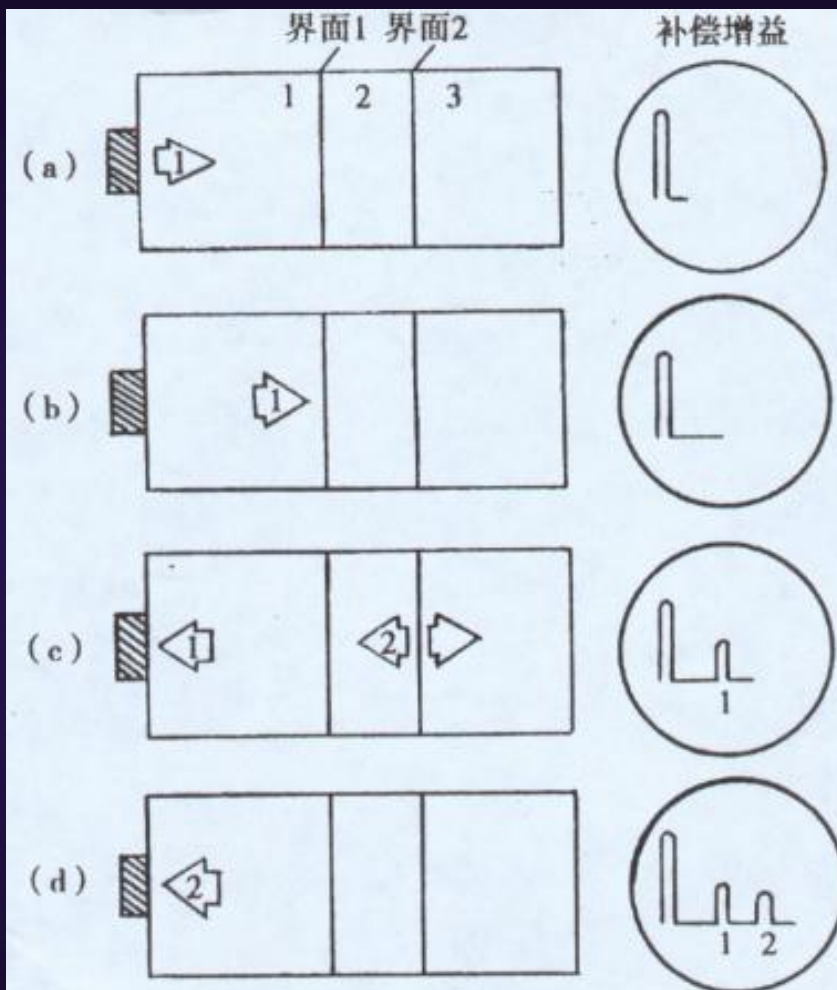


图 6-12 脉冲回波成像的基本原理

5. 按医学超声设备体系分类

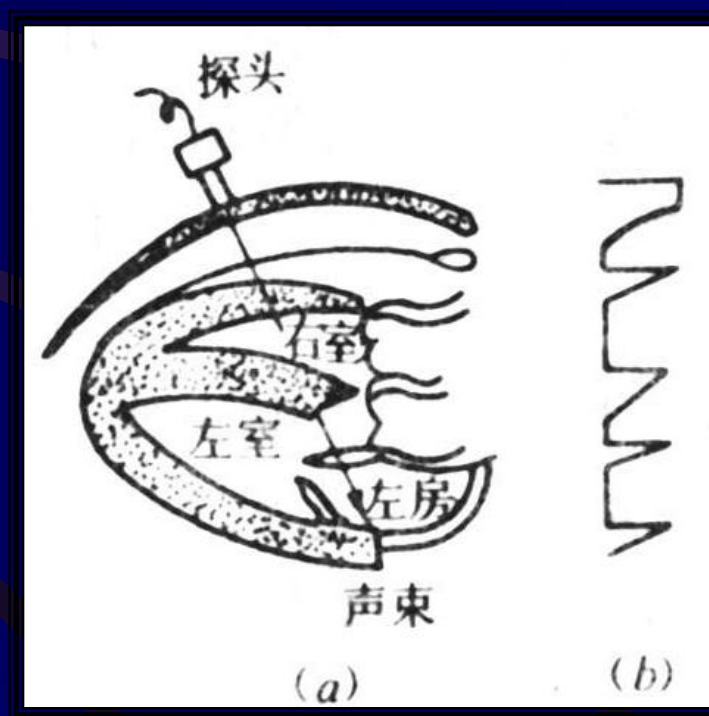
- A 型超声诊断仪
- M 型超声诊断仪
- B 型超声诊断仪
- D 型超声多普勒诊断仪
- C 型和 F 型超声成像仪
- 超声全息诊断仪
- 超声 C T

•

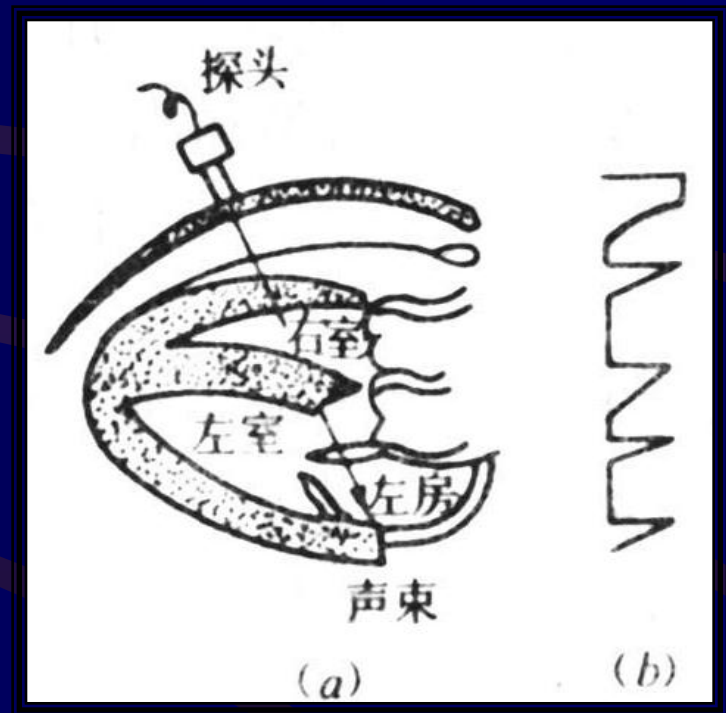
二、超声诊断仪的显示型式

1. A型超声回波显示

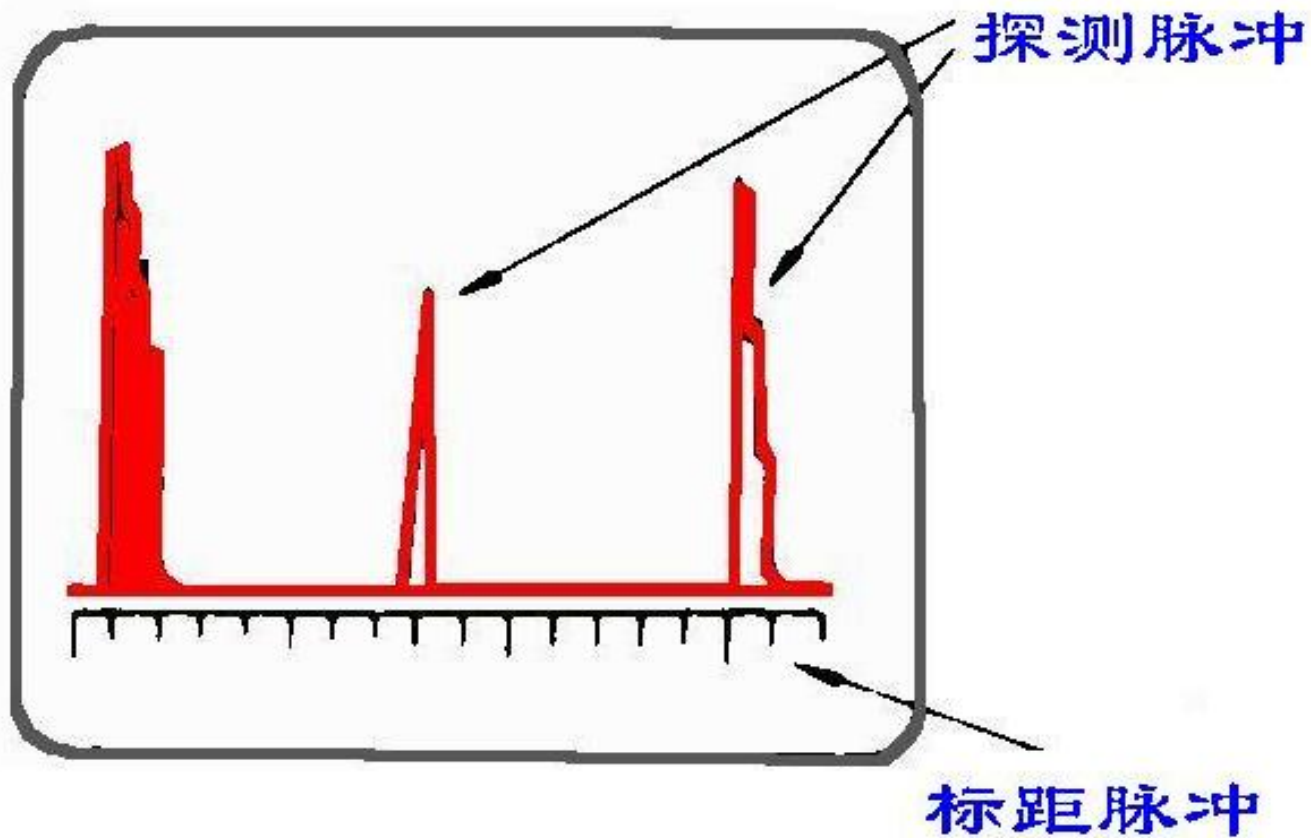
- 采用幅度调制 (amplitude modulation)
- 将产生超声脉冲的换能器置于人体表面某一点上，声束射入体内，由组织界面返回的信号幅值显示于屏幕上。



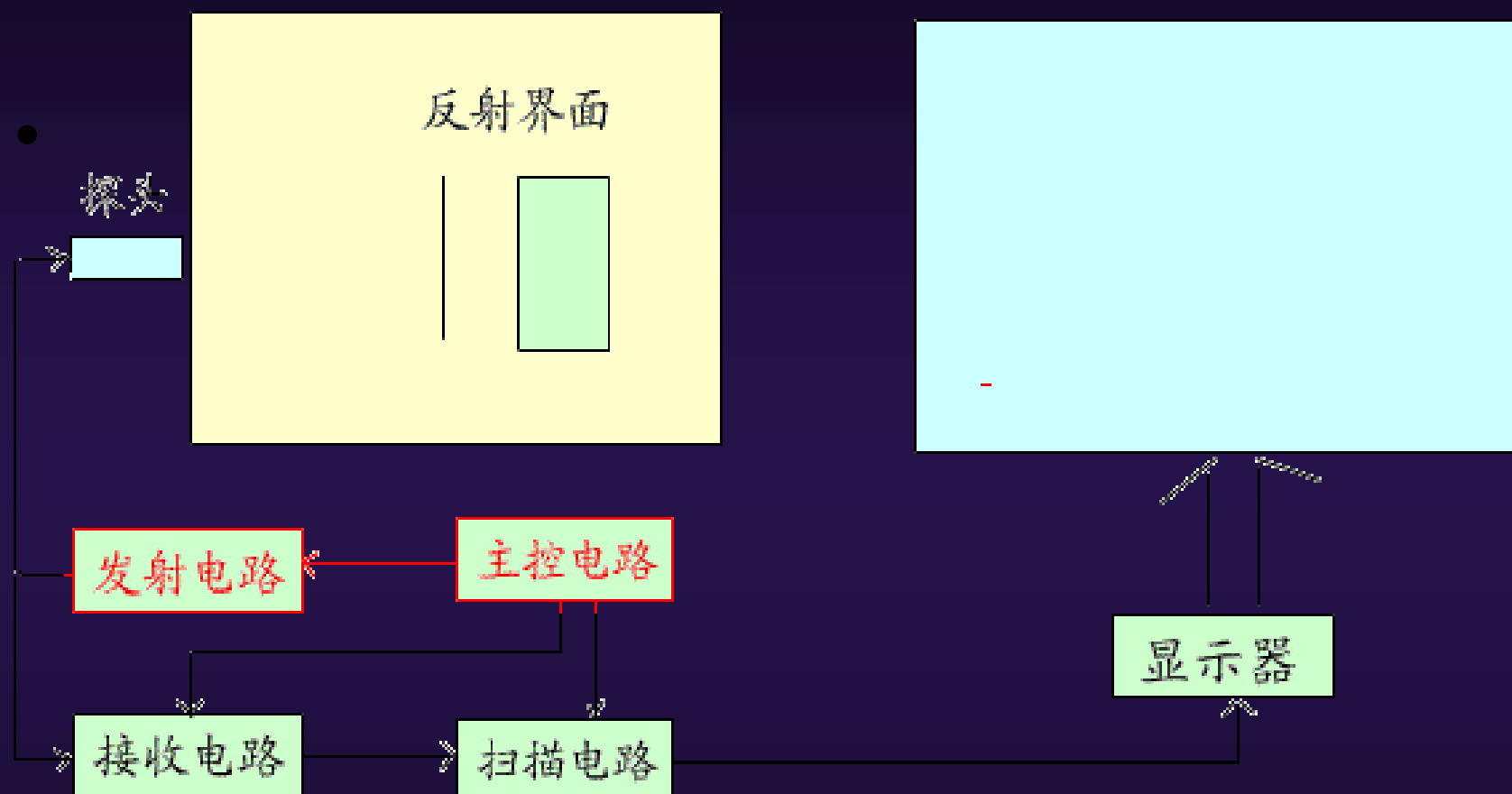
根据回波的波幅、波密度等特征，可测得回波所在位置人体脏器的厚度、病灶的深度和大小，还可对病灶进行定性分析。



A超波形



屏幕的横坐标表示超声波的传播时间，即探测深度，纵坐标则表示回波脉冲的幅度



超声诊断仪基本原理示意图

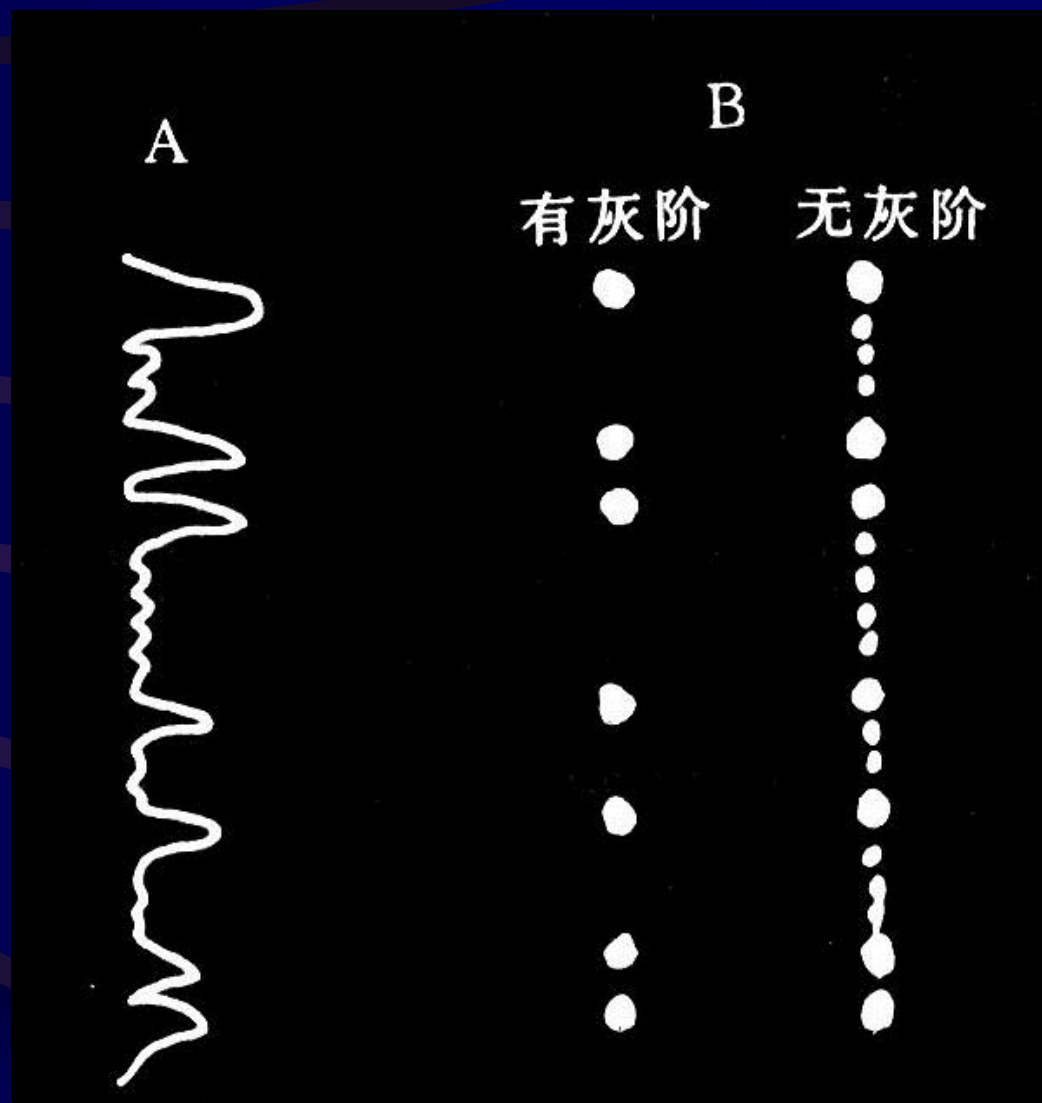
- A超显示的缺陷：回波图只能反映局部组织的回波信息，不能获得在临床诊断上需要的解剖图形，且诊断的准确性与操作医师的识图经验关系很大。
- 目前，已不再生产和使用。

二、超声诊断仪的显示型式

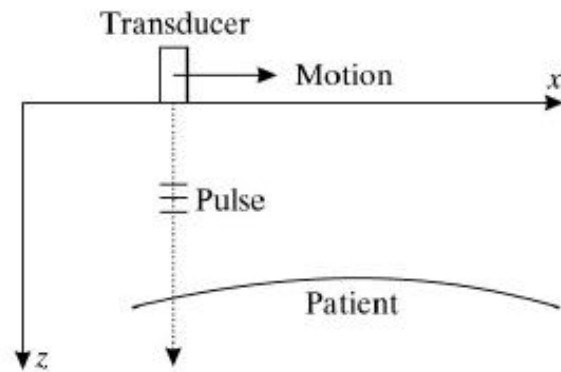
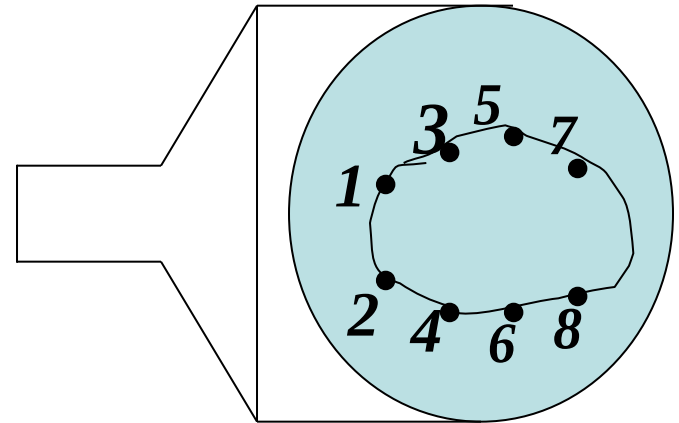
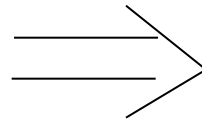
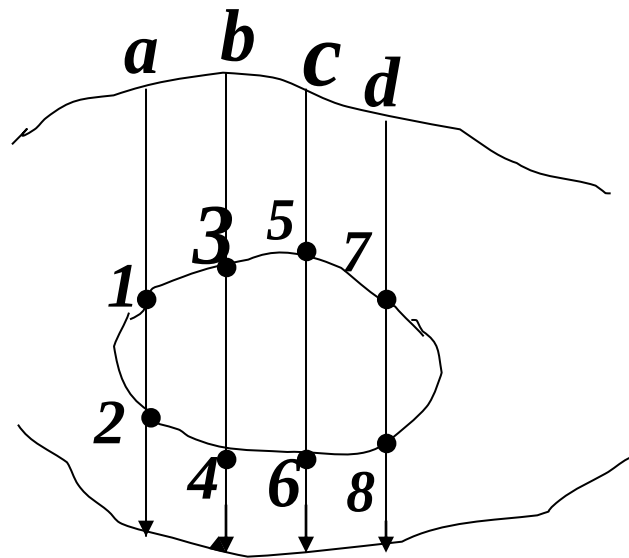
2. B型超声显示

- 采用辉度调制(brightness modulation)
- 所显示的是人体组织或脏器的二维超声断层图(或称剖面图)

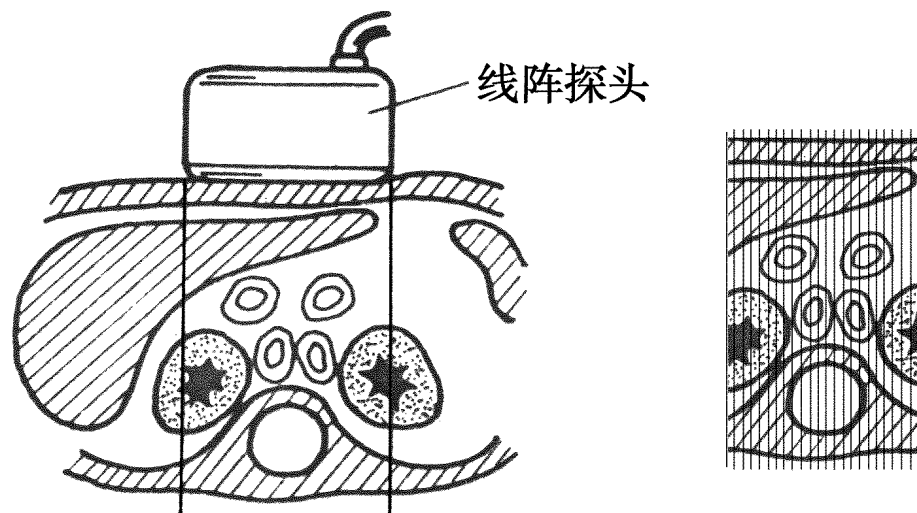
- 辉度调制方式



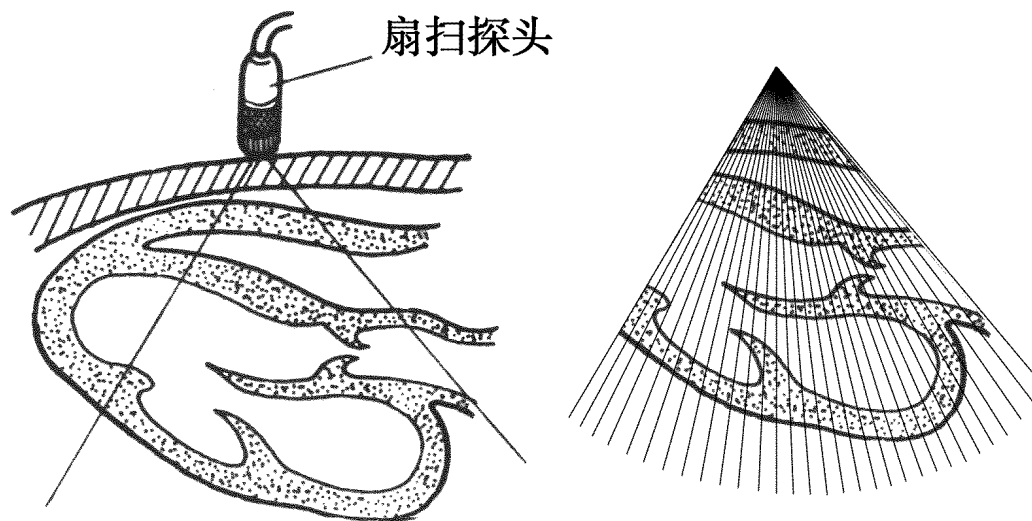
B型超声采用辉度调制方式显示深度方向所有界面反射回波，但探头发射的超声声束在水平方向上却是以快速扫描的方法（相当于快速等间隔改变A超探头在人体上的位置），逐次获得不同位置的深度方向所有界面的反射回波，当一帧扫描完成，便可得到一幅由超声声束扫描方向决定的垂直平面二维超声断层图像。



➤ 分线扫和扇扫



(a) 腹部线形扫描断层影像



(b) 心脏扇形扫描断层影像

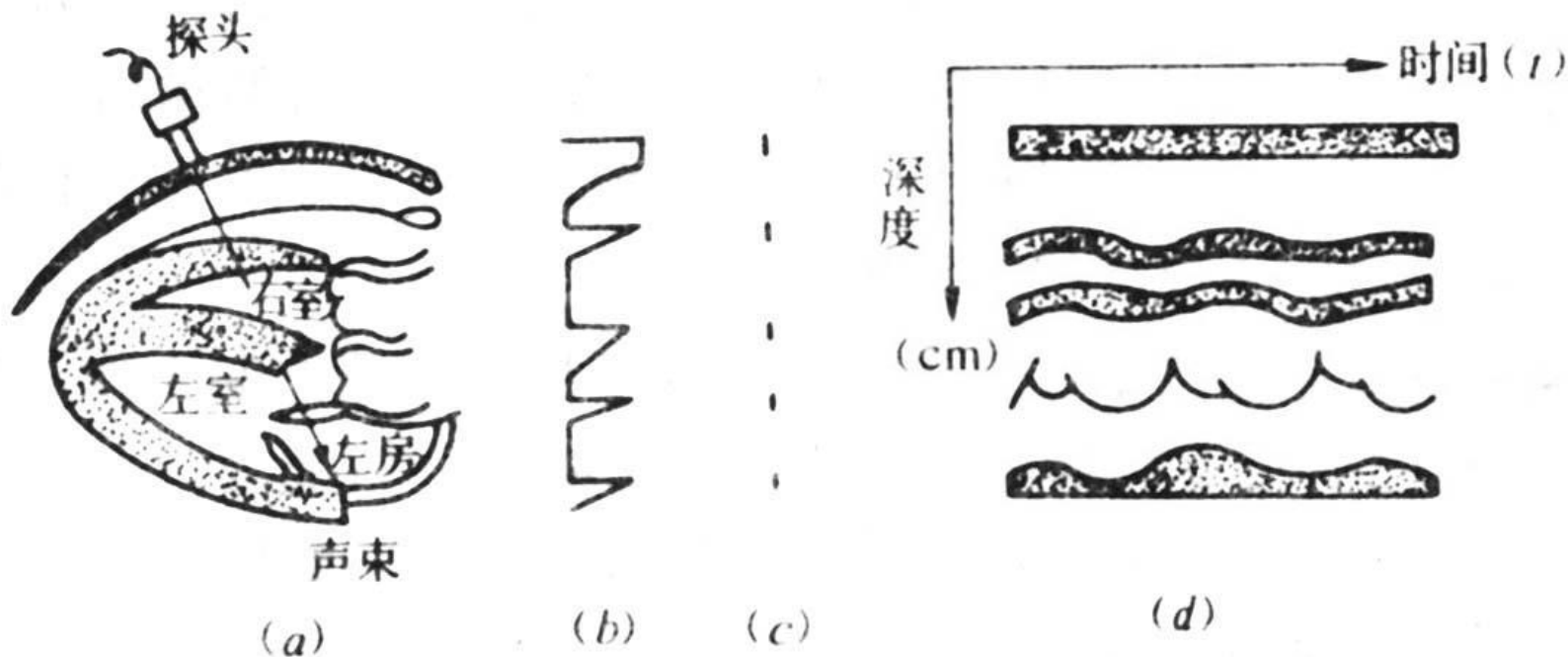
➤ 如果探头波束扫描速度相当快，可以满足对运动脏器的稳定取样，那么连续不断地扫描，便可以实现实时动态显示，观察运动性脏器的动态情况。

二、超声诊断仪的显示型式

3. M型超声显示

- 辉度调制型中的一个特殊类型
- 主要用于心脏及大血管检查

单声束遇到心脏各层次界面反射回的回波信息被探头接收后，用亮度调制方法在显示器垂直方向上显示；并通过仪器中慢速扫描电路在水平方向上按时间顺序加以展开，由此可获得该声束方向上心脏各层面的运动轨迹图。

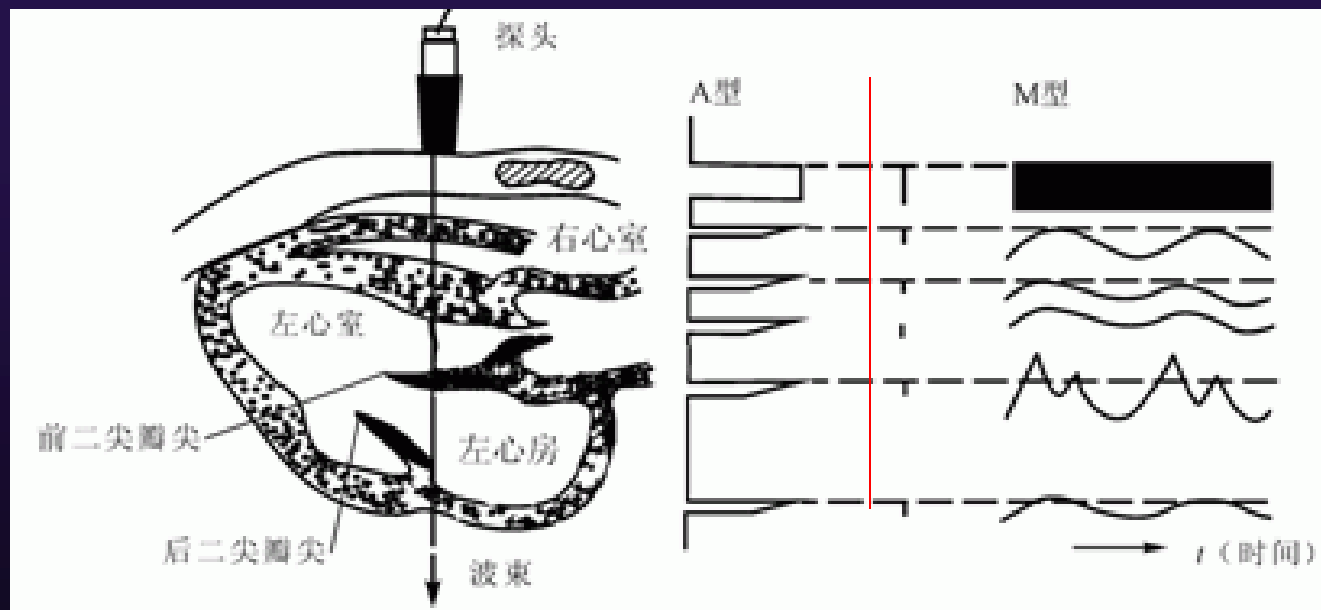


人体心脏截面及其探测图

M超原理

位移——时间曲线

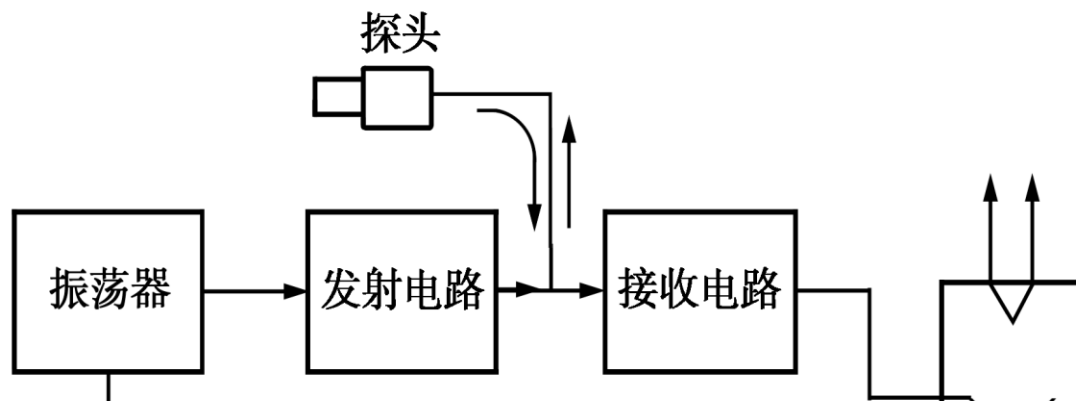
在A超中，水平方向信号的距离代表着探测深度，而M超中反映探测深度的扫描信号是加在示波管的垂直偏转板上，光点在垂直方向上的距离代表探测深度，即垂直方向代表人体软组织脏器自浅至深的空间位置。另外，M超中在示波管水平偏转板上施加慢扫描电压，使上下摆动的光点随时间横向展开，即水平方向代表时间，由此得出一条位移——时间曲线。



M型扫描和显示方式，有利于对运动脏器——心脏的观察

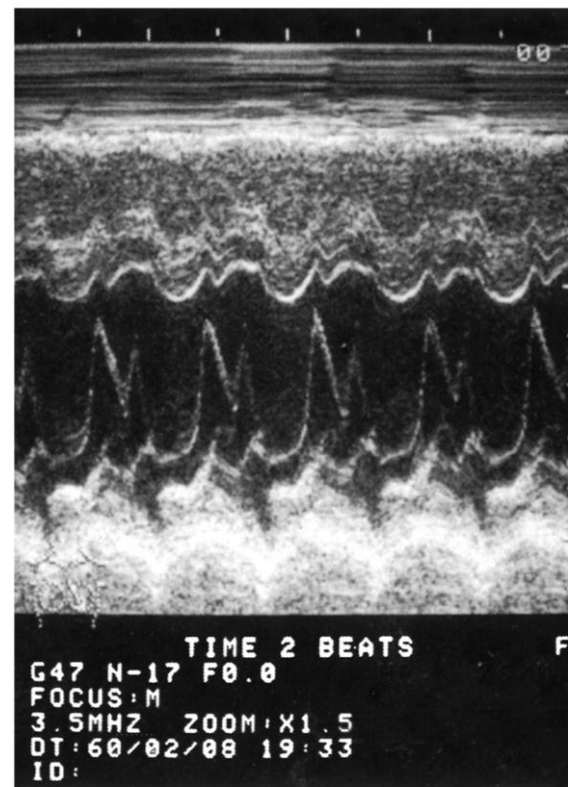
M型超声心动图

显示器垂直方向代表组织的深度，水平方向代表时间（心脏的活动时相），显示心脏各层结构相对体表的相对距离随时间的变化曲线，反映心脏一维空间组织结构的运动情况，所以称为M型(motion mode)。



由于探头位置固定，心脏有规律地收缩和舒张，心脏各层组织和探头间的距离便发生节律性的改变。随着水平方向的慢扫描，便把心脏各层组织展开成曲线。所以它所描记的是声束所经心脏各层组织结构运动轨迹。

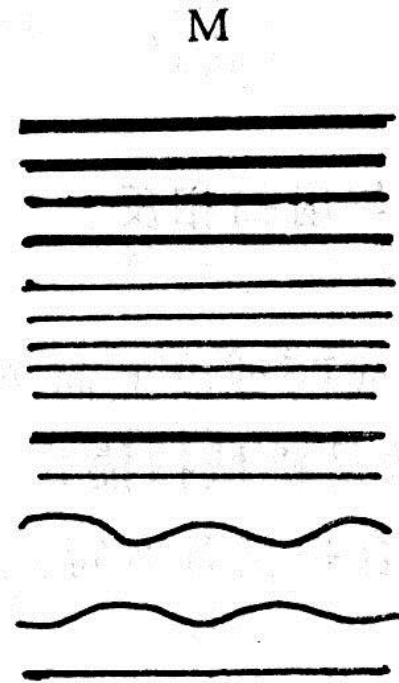
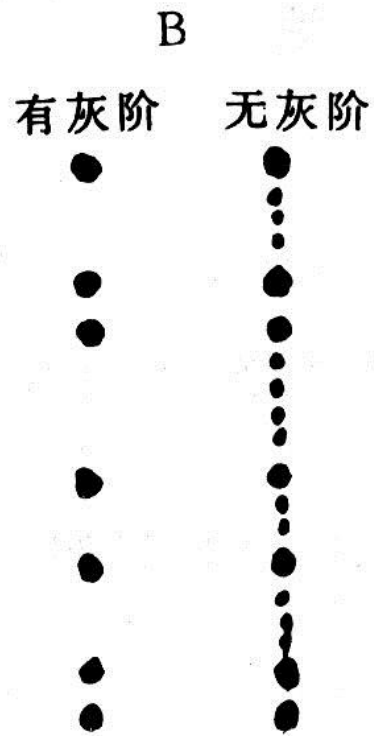
(a) M型超声诊断仪原理方框图



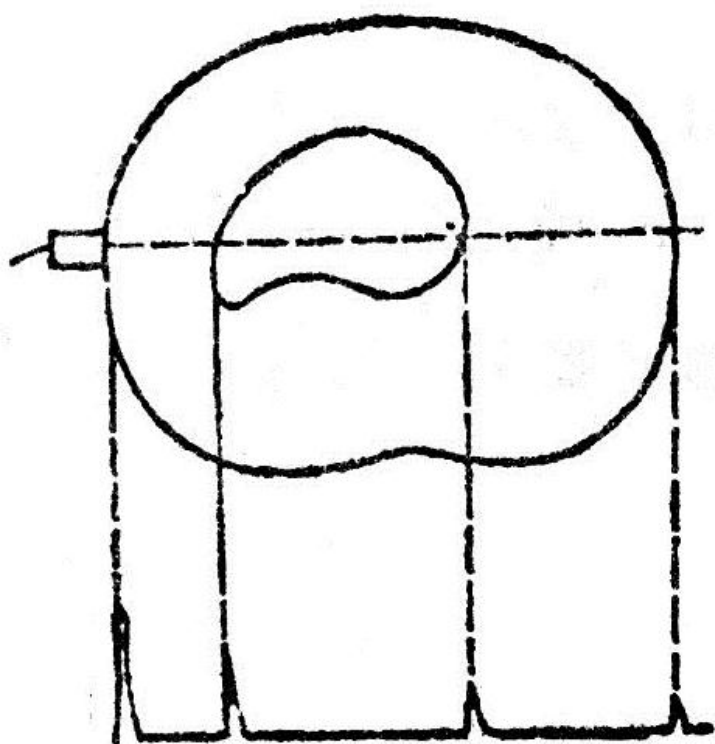
(b) 心搏的M型超声影像

- M型超声诊断仪对人体中的运动脏器，如心脏、胎儿胎心、动脉血管等功能的检查具有优势，并可进行多种心功能参数的测量，如心脏瓣膜的运动速度、加速度等。但M型显示仍不能获得解剖图像。

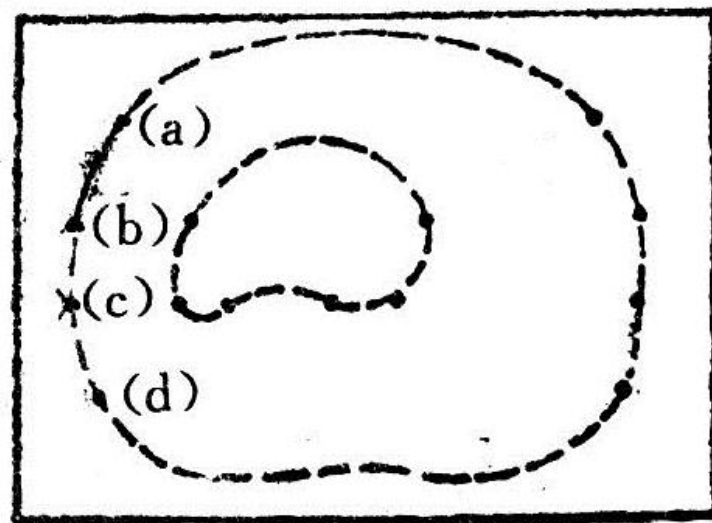
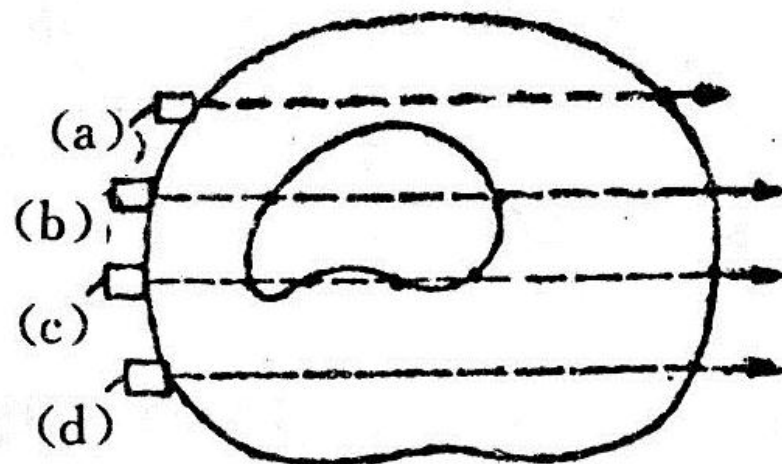
-



A、B、M式显示的区别



A式显示



B式显示

- A型超声与M型超声都是由单晶片发射，产生单声束进入人体，因而只能获得一条线上的回波信息； B型超声能获得一个切面的信息量。
- A型超声能准确地显示人体组织内各部位间的距离，而M型超声则可看出各部位间在一定时间内相互的位移关系，即心动状态。

二、超声诊断仪的显示型式

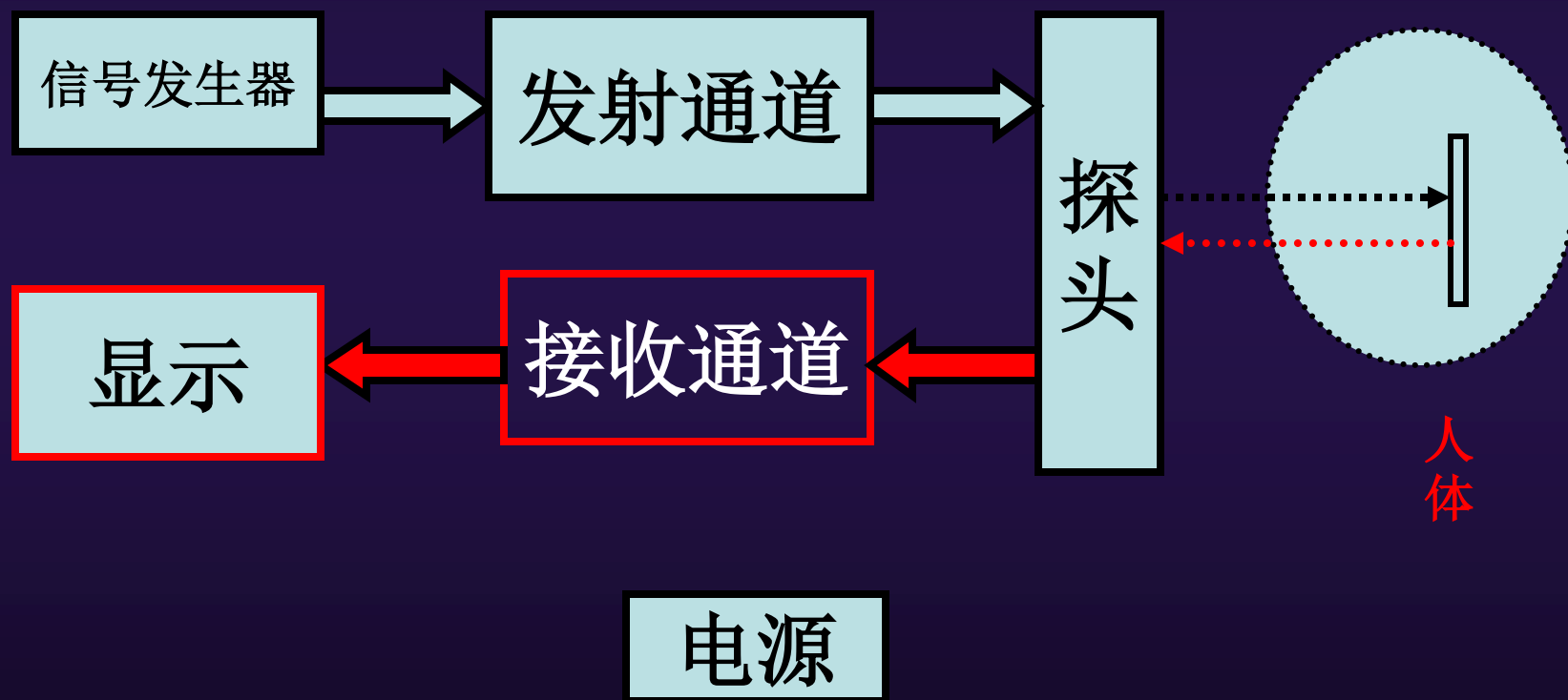
4. D型超声显示

- D型超声即超声多普勒诊断仪，是利用声学多普勒原理，对运动中的脏器和血液所反射回波的多普勒频移信号进行检测并处理，转换成声音、波形、色彩和辉度等信号，从而显示出人体内部器官的运动状态。
- 有连续式超声多普勒（continuous wave doppler）和脉冲式超声多普勒（pulsed wave doppler）之分。

-

- 彩色超声多普勒血流成像诊断仪：将脉冲多普勒技术与二维（B型）实时超声成像、M型超声心动图结合。
- 在直观的二维断面实时影像上，同时显现血流方向和相对速度，提供心血管系统在时间和空间上的信息。进而通过计算机的数字化技术和影像处理技术，使其在影像诊断仪器的构架上兼具了生理监测的功能，提供诸如血流速度、容积、流量、加速度、血管径、动脉指数等极具价值的信息，这就是俗称的“彩超”或“彩色多普勒”。

超声设备物理结构模型

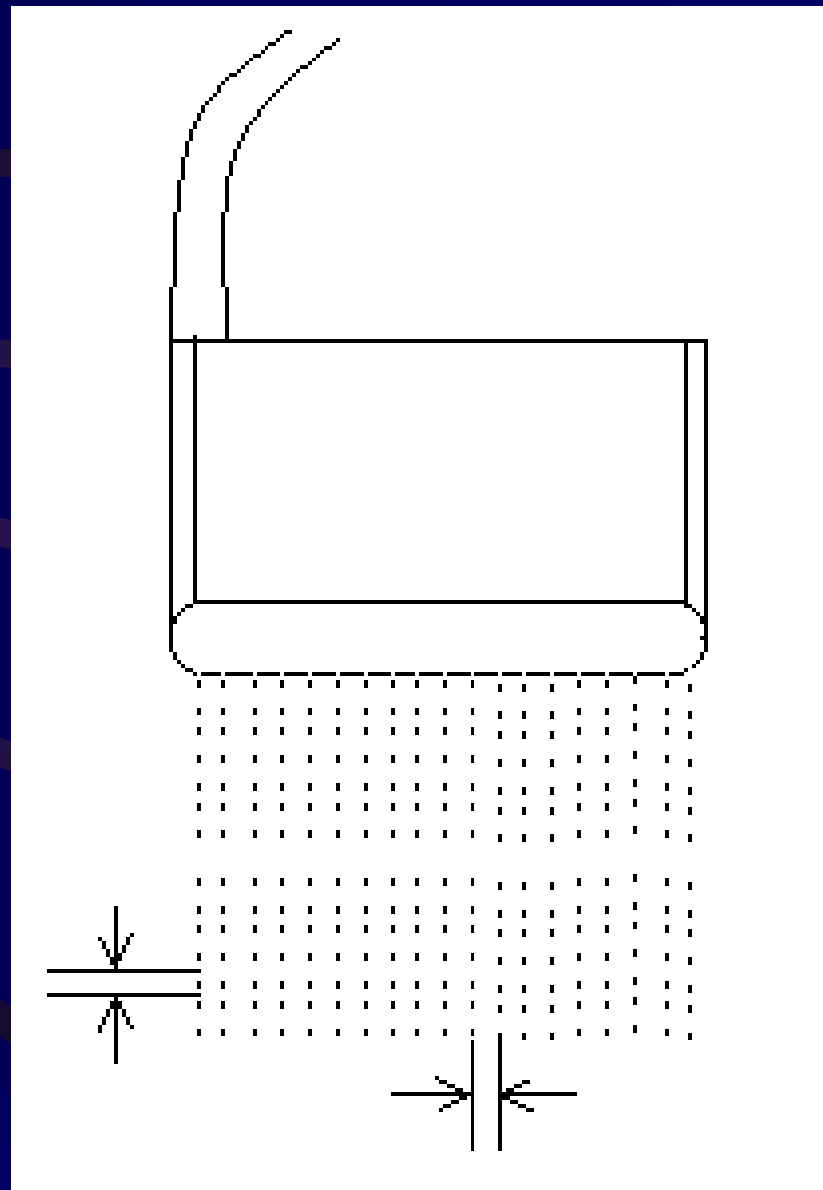


三、医学超声仪器的主要参数

■ 分辨力

单位：毫米 (mm)

指超声诊断仪对被检组织相邻回声图的分辨能力，分纵向（深度方向）分辨力和横向（水平方向）分辨力。

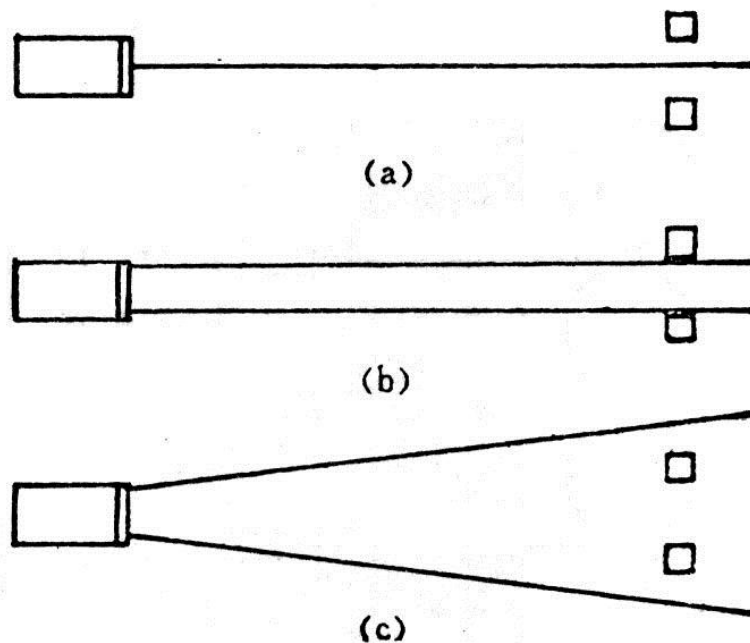


1. 纵向分辨力

又称轴向分辨力或距离分辨力，表示在声束轴线方向上对相邻两回声点的分辨力。与发射超声频率有关，理论极限为声波的半波长。与超声脉冲持续时间有关，脉冲越窄，纵向分辨率越高。

2. 横向分辨力

波束直径越细，横向分辨力越高，图像越细腻，小结构能显示更加清晰，现代优于2mm



波束宽度对横向分辨力的影响

• 三. 作用距离（穿透深度）

指仪器发射的超声束可以穿透并能显示出的被测介质的深度。

影响作用距离的因素：脉冲信号的衰减

提高作用距离的途径：

- 1、降低工作频率，受分辨率的限制
- 2、提高灵敏度和扩大动态范围，受噪声限制
- 3、加大发射功率，受安全剂量的限制

■ 超声工作频率 f

频率越高，指向性越好（近场距离大，发散角小），横向分辨率和纵向分辨率越高。

频率越高，衰减越快，探测深度越小。

眼科应用中要求深度小，可以高频来提高分辨力，一般8-10MHz。要穿透较大深度如腹腔等，只能以低频，一般2-3.5MHz。

■ 帧频

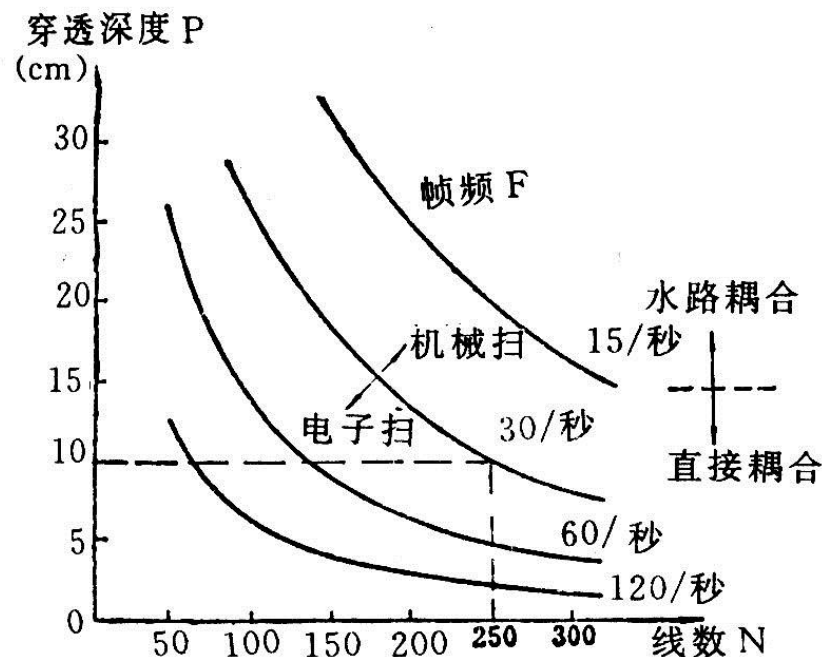
<10帧/s 静态成像

10~24帧/s 准实时成像

>25帧/s 实时成像

理论上：

帧频 线数 深度 = $c/2$



帧频、线数与穿透深度的关系

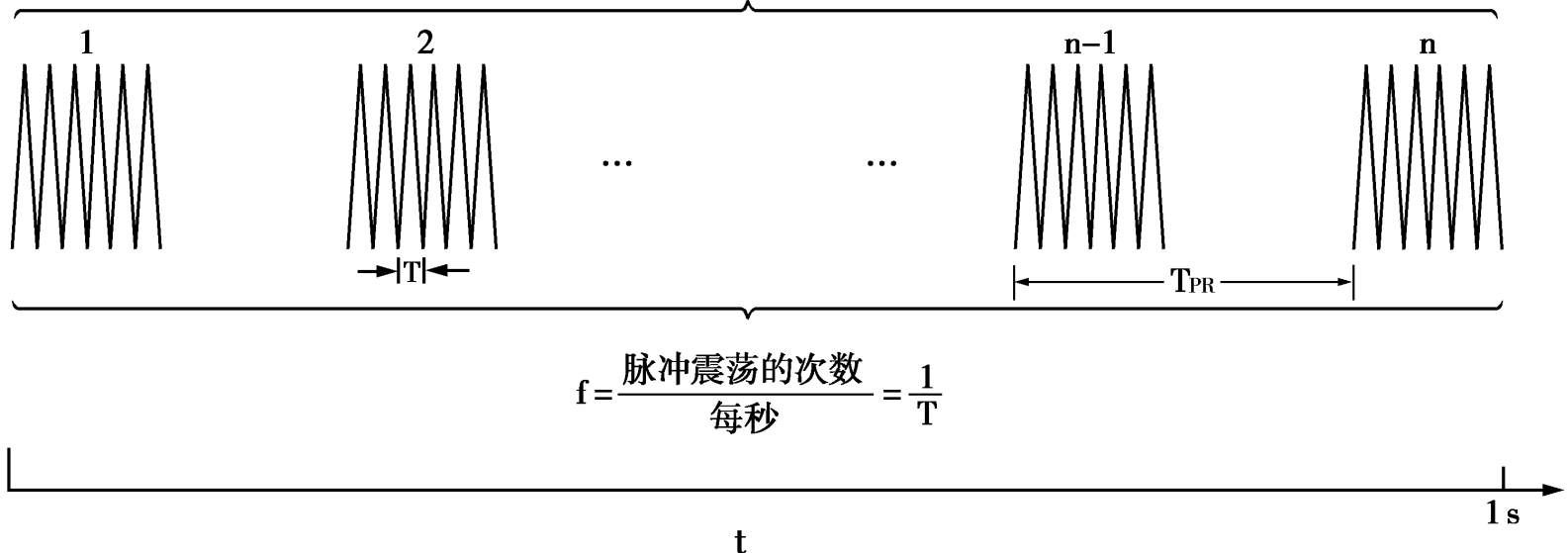
■ 脉冲重复频率 F_{PR}

F_{PR} 指脉冲工作方式超声仪器每秒重复发射超声脉冲的次数，决定了仪器的最大探测距离。

$$D_{\max} < c/2 T_{PR}$$

$$F_{PR} = \frac{\text{脉冲段的个数}}{\text{每秒}} = \frac{1}{T_{PR}} = n$$

压电振子



- 灰阶

表示显示器灰度显示能力的一个参数，有**16，32，64，128bit**之分。

灰级数越高，其显示回声图像的层次越强，影像的信息量就越高。

将回声信号振幅的高低转变为不同的灰度（亮度）进行显示。

- 动态范围

保证回声既不被噪声淹没也不饱和的前提下，允许仪器接受回声信号幅度的变化范围。

一般在40-60dB。动态范围大显示图象的层次丰富，图象清晰。其受显象管特性的限制。

■ 动态范围

保证回声既不被噪声淹没也不饱和的前提下，允许仪器接受回声信号幅度的变化范围。

一般在40~60dB。动态范围大显示图象的层次丰富，图象清晰。其受显象管特性的限制。

第三节 医用超声探头

medical ultrasound transducer

- 超声成像设备中，起信息转换作用的是超声探头，完成电—声和声—电转换。
- 超声探头，又称做超声换能器
- 探头的制造原理来自于压电效应

第三节 超声探头（换能器）

作用：机械能与电能相互转换完成发射或接收超声波的任务

结构：换能器、壳体、电缆、其它部件（如电机、位置检测器）等。主体（压电振子、吸收层、保护层）与壳体（外壳、电缆、接插部件）两部分。

原理：发射超声波和接收超声波

压电效应：晶片施力在端面上出现电荷。

逆压电效应：晶片上施加正弦交变电压引起晶片振动，发射超声波。

一、换能原理

（一）压电效应

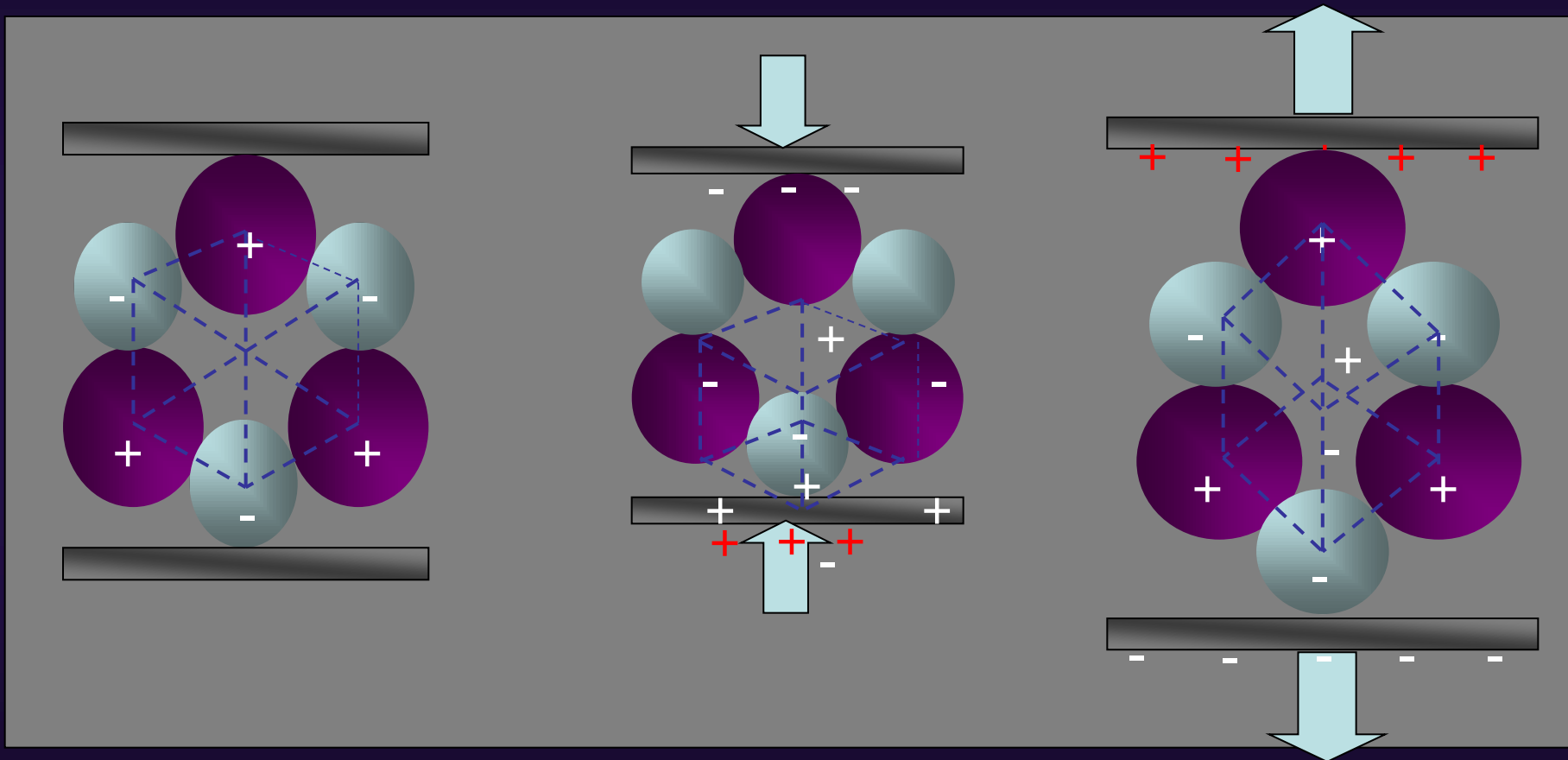
- 压电效应

泛指晶体处于弹性介质中所具有的一种声-电可逆特性，此现象为法国物理学者居里兄弟于1880年所发现，故也称居里效应。

•

一、压电效应

(1) 正压电效应



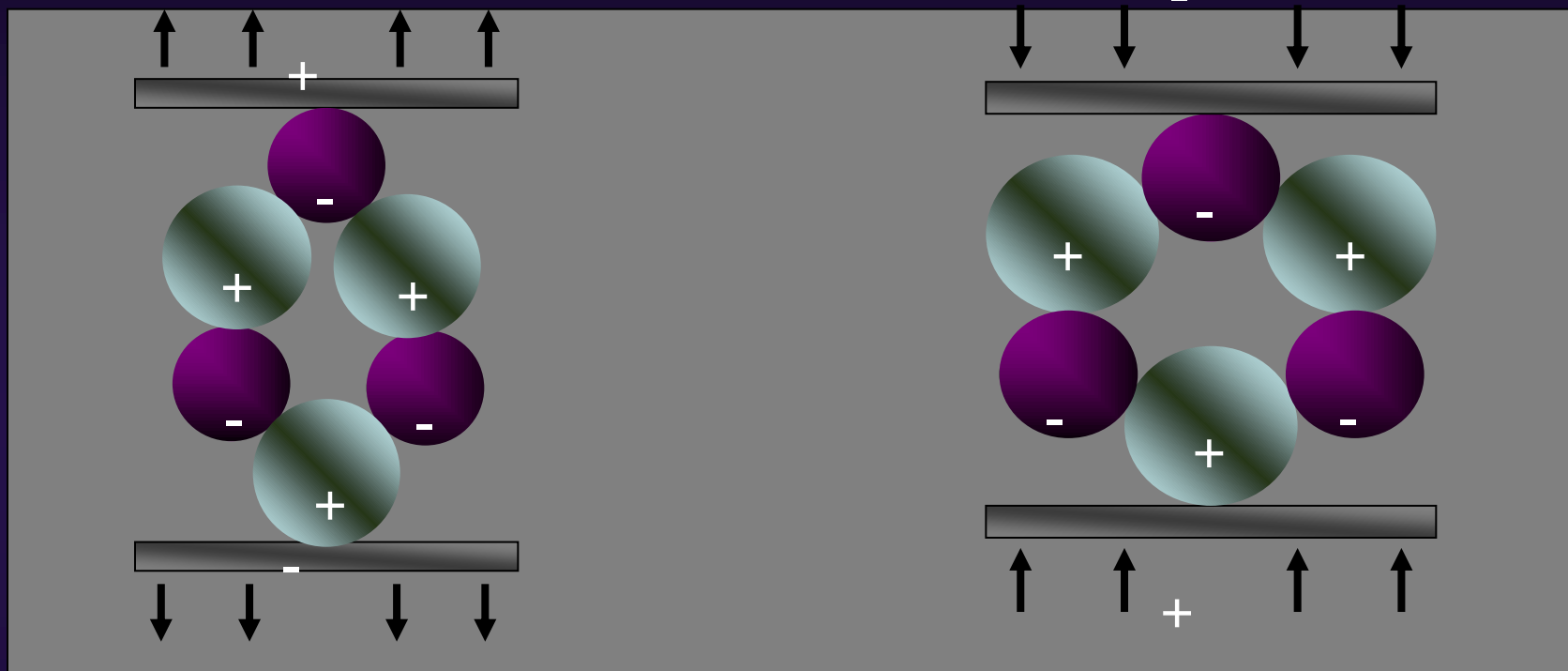
压电体未受外力两侧不带电荷

压电体受压缩力

压电体受拉力两侧带电荷

两侧带电荷

(2) 逆压电效应



压电体两侧加电

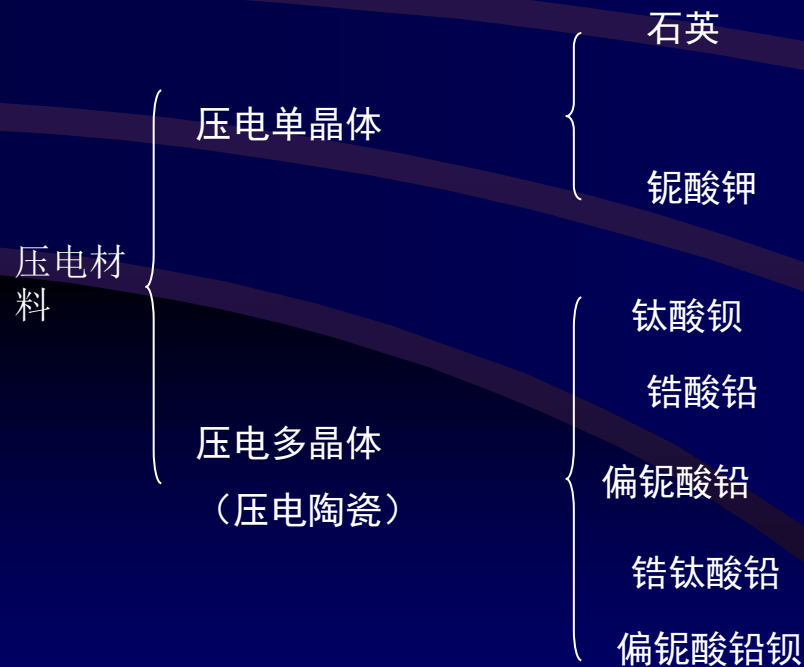
场时长度伸展

压电体两侧加相反

电场时长度压缩

- 二、压电材料

- 超声探头的核心是压电振子，采用具有压电效应的压电材料制成。



医用压电材料的分类



压电材料与压电振子

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。

- 压电材料：压电单晶体（天然石英、电石类，人工制造硫酸锂，铌酸锂），压电陶瓷（许多不同单晶体构成，一定温度范围有压电效应，如钛酸钡，锆钛酸铅PZT），压电高分子聚合材料，聚偏氟乙烯PVF₂。
- 压电振子：最小几何尺寸的压电材料，基本单元。

- 压电单晶体材料只要按一定方向切割，就具有压电效应；
- 压电陶瓷需要极化才具有压电效应。
- 所以压电材料，当温度升高到一定数值时，压电效应就会消失，这一温度称为居里点。
- 石英的居里点在550，锆钛酸铅（PZT）为330，钛酸钡在120左右。

§ 石英晶体：昂贵、加工不便、只在高频下显现优良性能。

§ 目前，超声探头几乎都是采用压电陶瓷材料。理由：

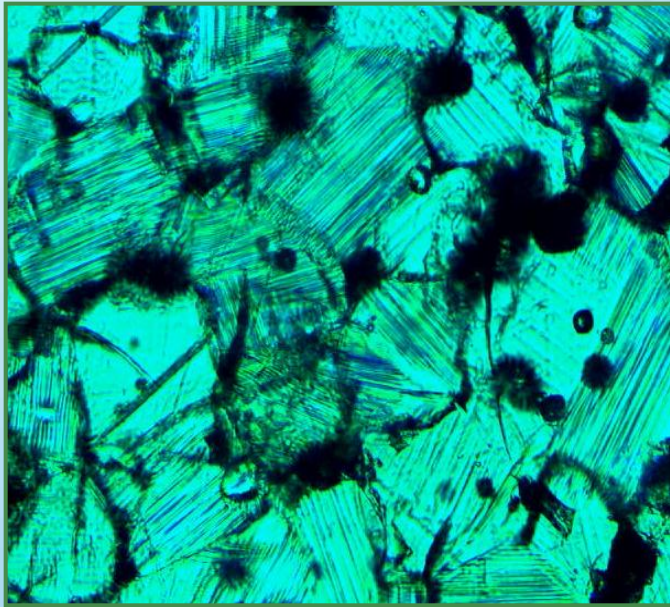
§ 电-声转换效率高、易于电路匹配、价廉、易于加工、可压制成任意形状和尺寸、性能参数可在大范围内调节等。

§ 压电陶瓷材料不足：抗拉强度低、易脆性、受温度影响大、具有一定时间老化性。

压电陶瓷（piezoelectric ceramic）

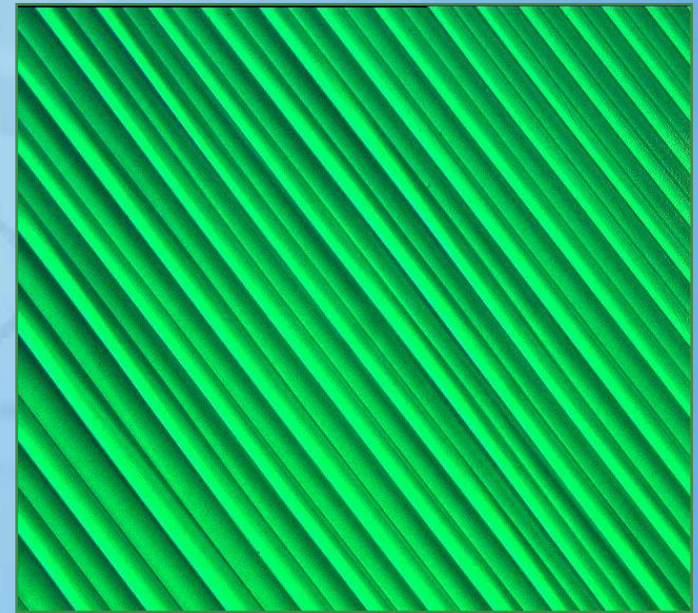
- ①声-电相互转换效率高，灵敏度较高，可采用较低的激励电压
- ②易于电路匹配。
- ③性能稳定。
- ④非水溶性，耐湿防潮，机械强度大。
- ⑤价格低廉。
- ⑥易于加工。

PZT陶瓷



不完整的晶格结构, 多种结晶, 随机排列晶粒, 最大
70%偶极子极化排列

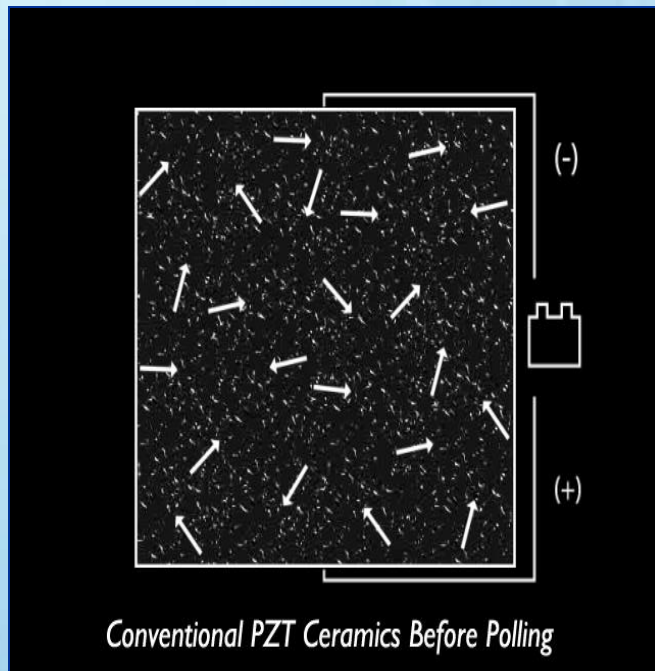
纯净波晶体



完美的晶格结构, 晶粒一致,
100%极化排列

(8 0 0 倍放大)

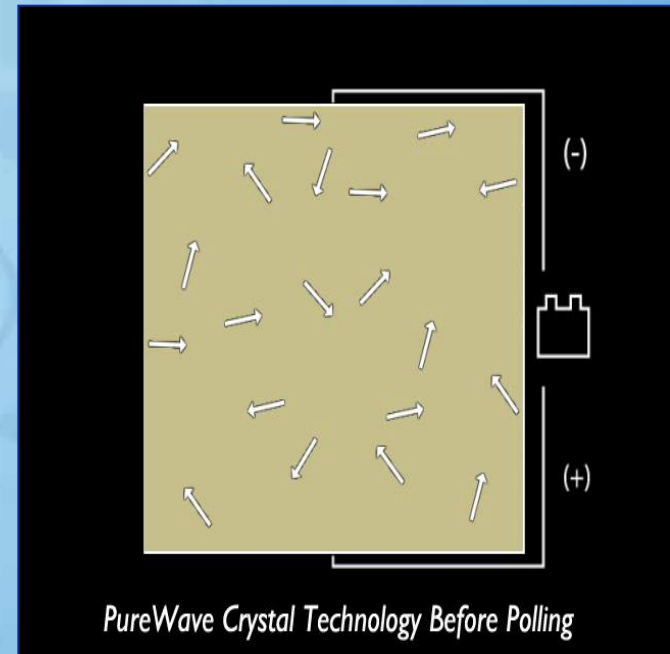
PZT陶瓷



不完整的晶格结构, 多种结晶, 随机排列晶粒, 最大
70%偶极子极化排列

(8 0 0 倍放大)

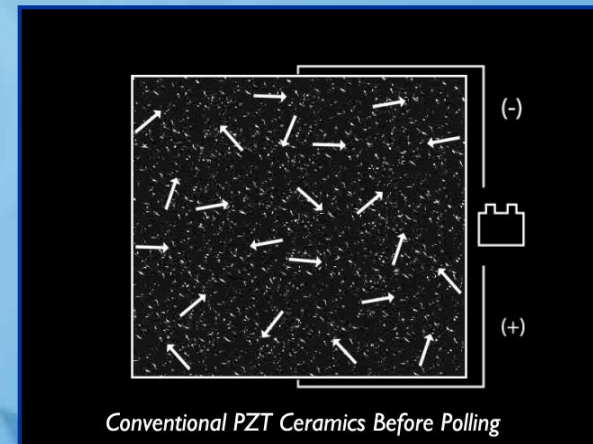
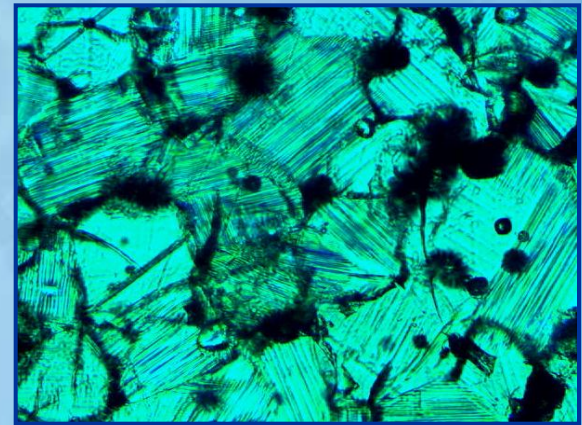
纯净波晶体



完美的晶格结构, 晶粒一致,
100%极化排列

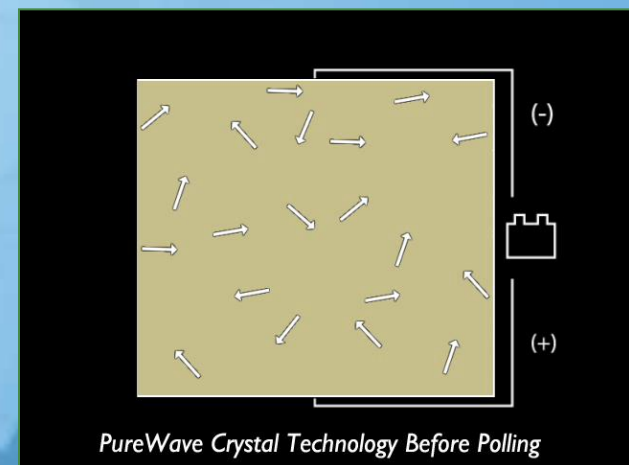
传统的 PZT 材料 技术限制

- 快速生成技术
- 晶体难以聚集
- 晶体形态不规则甚至缺失
- 对压电效应的反应较差
- 由于陶瓷材料的种种缺陷，使得只有约70%的能达到最好的极向性



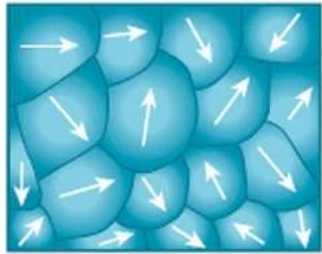
纯净波单晶体技术 表现更为优越

- 利用高温和高压的全新工业制造方法使晶体的生产速度减慢
- 完美的晶格结构
- 良好的极向性
- 比传统的PZT陶瓷效率提高85%

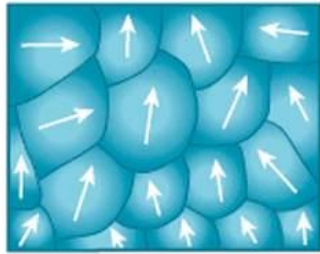


超声成像设备

传统PZT晶体

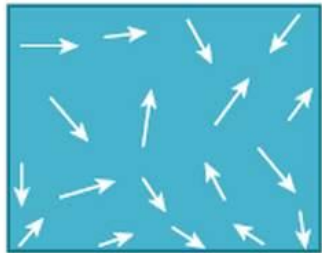


极化前



极化后

纯净波晶体

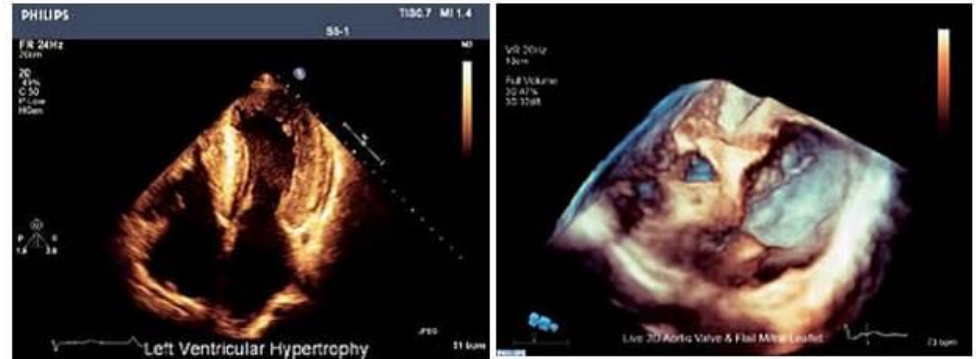


极化前

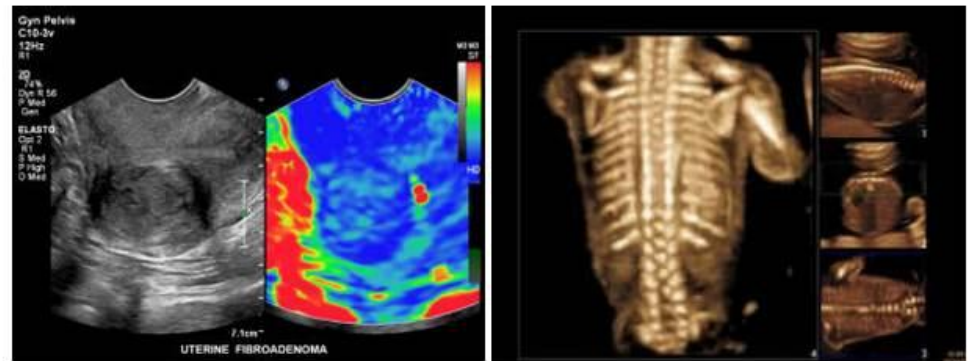


极化后

PZT 与纯净波晶体在极性还原过程中的偶极子重新取向



纯净波晶体技术用于 S5-1 探头和 X7-2 探头的完美图像



纯净波晶体技术用于 C10-3V 探头和 X6-1 探头的完美图像

- 锆钛酸铅 (PZT)
- 突出优点：
- 机电耦合系数的各向异性大，径向共振弱，厚度共振强，可获得单纯厚度模式振动，使超声图像清晰；声阻抗低，容易与人体软组织匹配；居里温度高，压电性能随温度变化小，性能稳定。

- 压电高分子聚合物：
- 半结晶聚合物
- PVDF（聚偏二氟乙烯）
- 窄脉冲工作效率高

二、压电换能器的主要特性

一）、使用特性

1、探头的工作频率

探头的换能器与仪器链接后，实际辐射的超声波的频率。与标称频率的区别

2、频带宽度

换能器工作频率的响应范围。

3、灵敏度

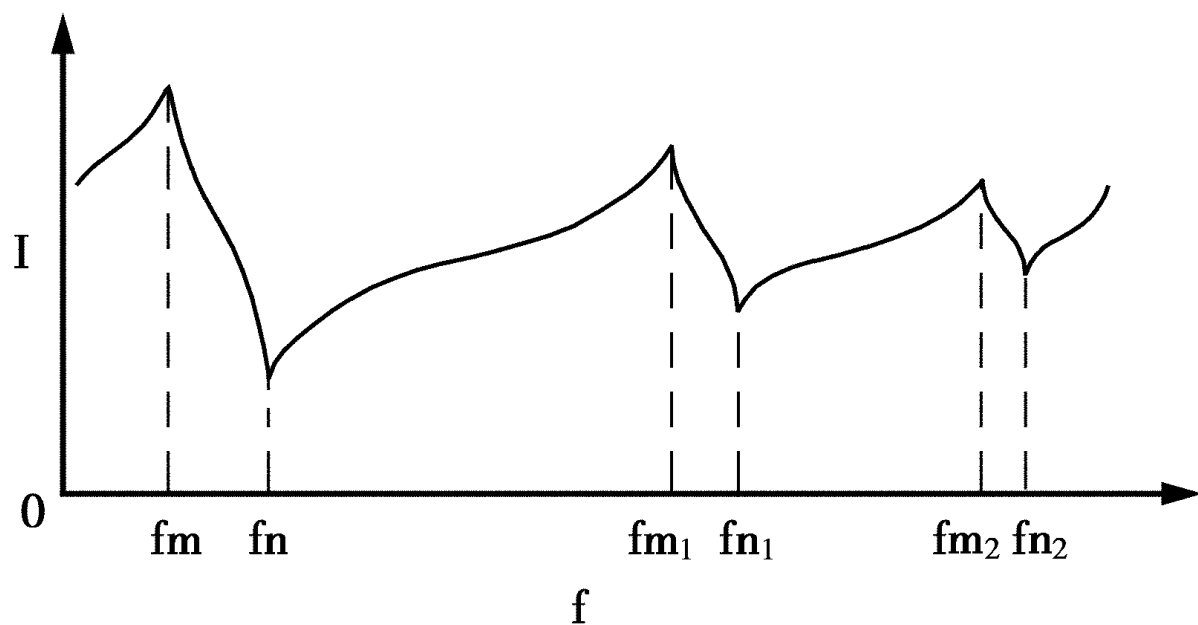
在与超声诊断仪配合使用的时候，在最大可探测深度上，可发现最小病灶的能力。

二、压电换能器的声学特性

频率特性

晶体有固有的谐振频率，施力的频率等于其固有频率时，产生机械谐振，产生最大电信号。施加电的频率等于其固有频率时，发生机械谐振时振幅最大，产生最大形变振动，产生超声波输出，即共振状态。

实验证明：当所施加力或电的频率不与晶体固有频率一致时，压电换能器晶体产生的电信号幅度和变形振动幅度都将变小，它们都是频率的函数。



- 换能特性

- 换能特性包括两个方面：

- » 发射过程：电能—机械能—超声能

- » 接收过程：超声能—机械能—电能

- 电机转换效率=输出的机械功率 / 输入的电功率

- 机声转换效率=辐射的超声功率 / 输入的机械功率

因此：电声转换效率=辐射的超声功率 / 输入的电功率

二、压电换能器的声学特性

- 暂态特性
- 换能器对脉冲响应的随动能力。
- 辐射特性
- 换能器的辐射场在空间的分布状态:指向性和声束尺寸。
- 吸收特性
- 压电振子衬垫的吸收特性，吸收背向的声波的能力。

(三) 超声探头的分类和结构

探头的分类：

按诊断部位分类

按波束控制方式分类

按几何形状分类

眼科探头
心脏探头
腹部探头
颅脑探头
腔体探头
儿童探头

线扫探头
机械扇扫探头
电子扇扫（相控阵）探头
方阵探头

矩形探头
柱形探头
弧形（凸形）探头
喇叭形探头
圆形探头
环形探头

探头的分类

- (一) 按工作原理分：脉冲回波探头 多普勒式探头
- (二) 按结构分：机械探头与电子探头
- (三) 按用途分：眼科、腹部、妇产科等
- (四) 按振子单元数分单元探头，多元探头（线阵、相控阵、方阵、凸阵）。
- (五) 按声束特性分：聚焦探头，非聚焦换能器
- (六) 收发方式分（发射、接收、收发兼用）
- (七) 按晶片形状分（圆形，环形、方形、矩形、

新生儿颅脑



UST-951-5



ASU-32-5**

眼科



ASU-32WL-7.5



ASU-32WN-7.5

甲状腺/乳腺



ASU-32WL-7.5



ASU-32WL-10

腹部



UST-5035-3.5



UST-939D-3.5**

腹部穿刺



UST-5037P-3.5



UST-939D-3.5
+MP-2411

产/妇科



UST-5035-3.5
UST-5036-5



UST-941-5



UST-939D-3.5**



UST-952DP-5**

神经外科



UST-955D-5

颈动脉



ASU-32WSJ-7.5**



UST-5514DTU-7.5

心脏



UST-943-3.5



ASU-32CWD-2**



ASU-32-3

主动脉



UST-936-5

腹部手术



UST-574T-7.5
UST-5514DTU-7.5

前列腺



UST-664-5/7.5



UST-665P-5

睾丸



ASU-32WL-7.5



ASU-32WL-10

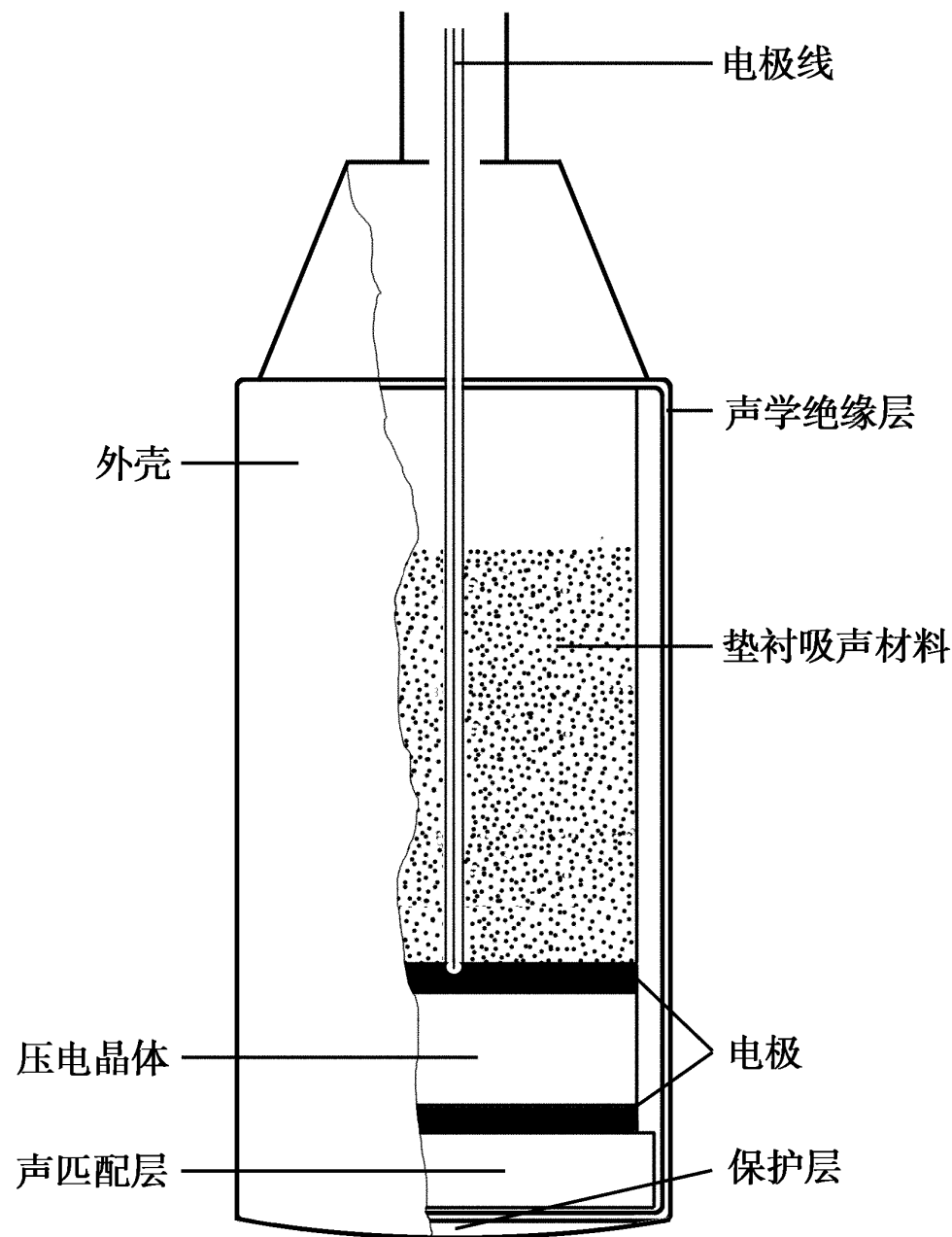
探头品种总汇：腹部，高频，心脏，腔内，穿刺



1. 柱形单振元探头

柱形单振元探头主要用于A超和M超，又称笔杆式探头。

由压电晶体、垫衬吸声材料、声学绝缘层、匹配层、保护面板组成。



圆柱型单片探头

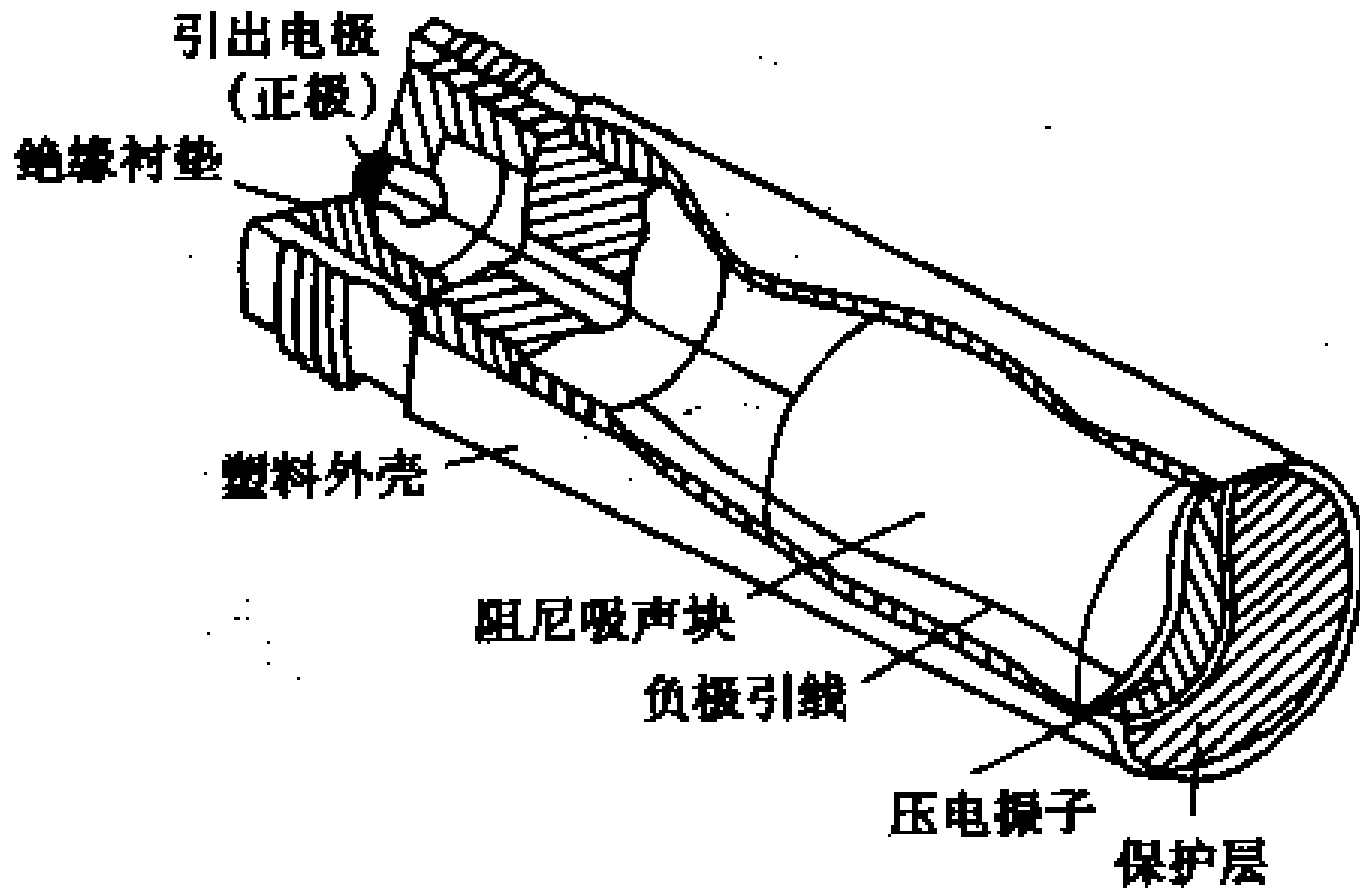
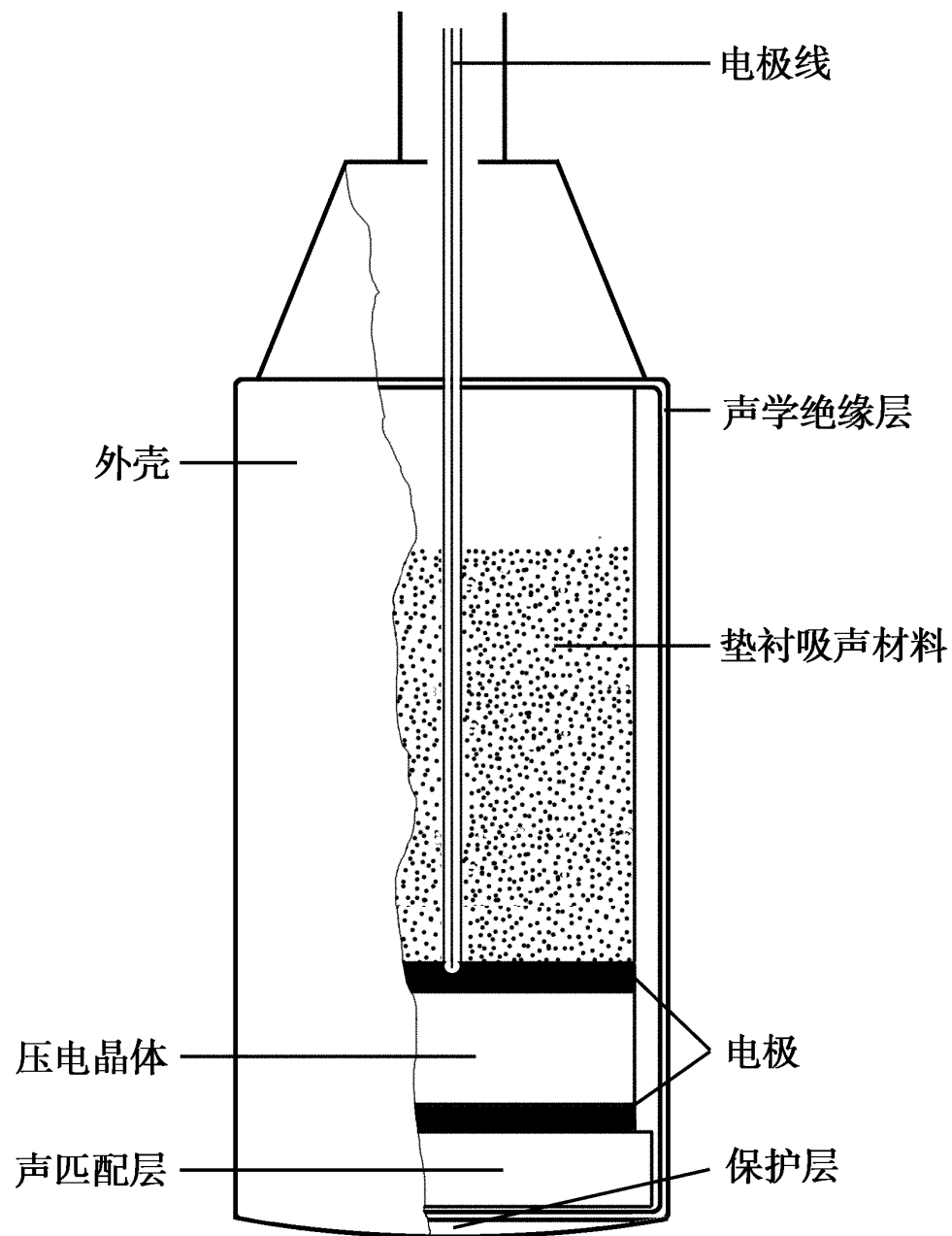


图 15 - 30 探头的基本结构

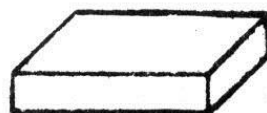
压电晶体：

1. 常用锆钛酸铅类压电陶瓷晶体
2. 发射和接收声波
3. 其形状确定声束的形状和声场分布
4. 其厚度确定发射超声的频率





薄圆片



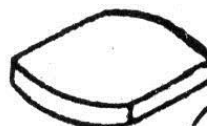
平板



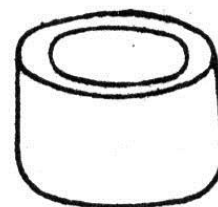
圆环



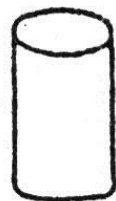
半圆片



异形



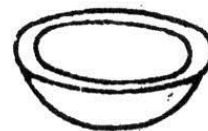
圆筒



圆柱



方柱

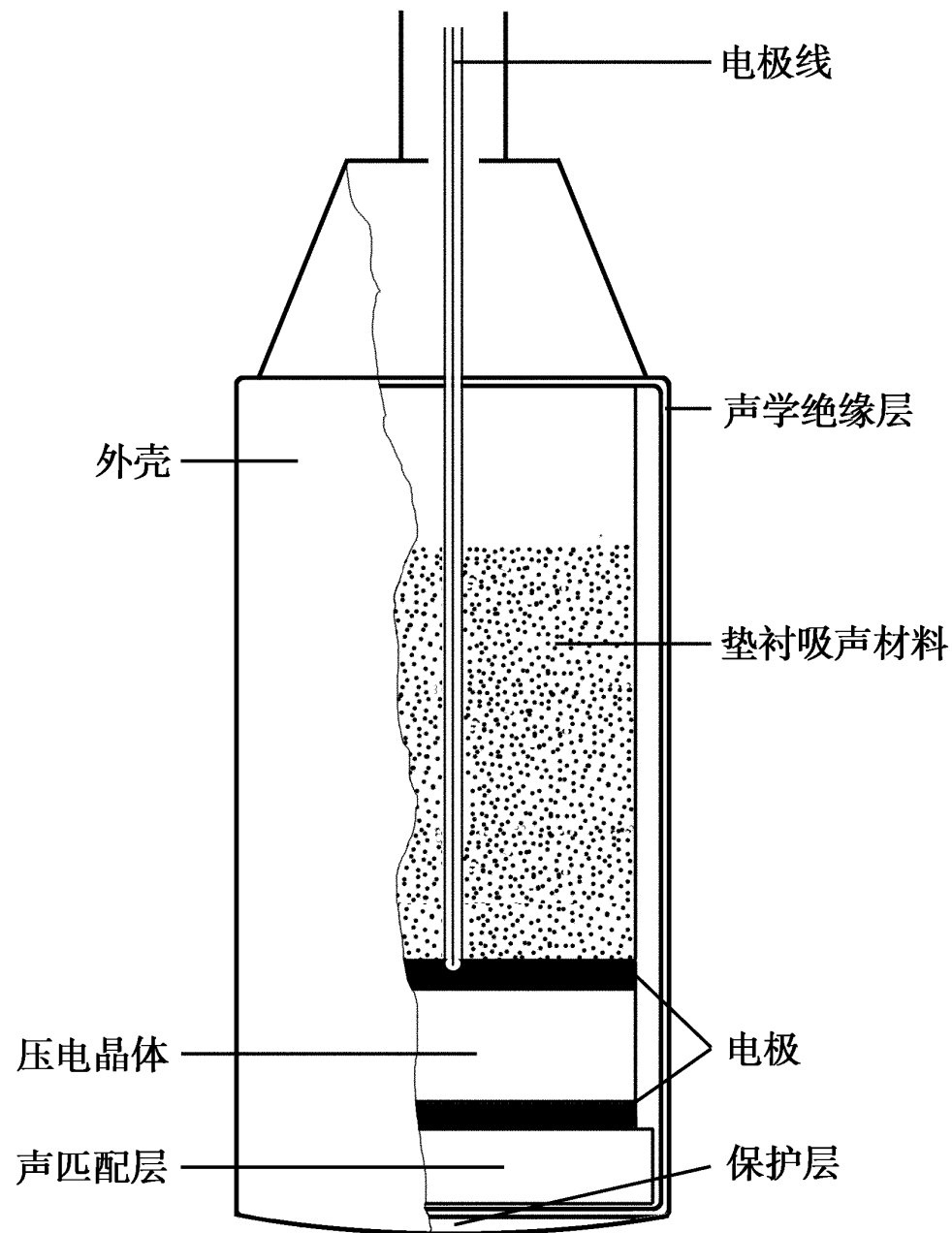


部分球壳

常用的几种压电元件形状

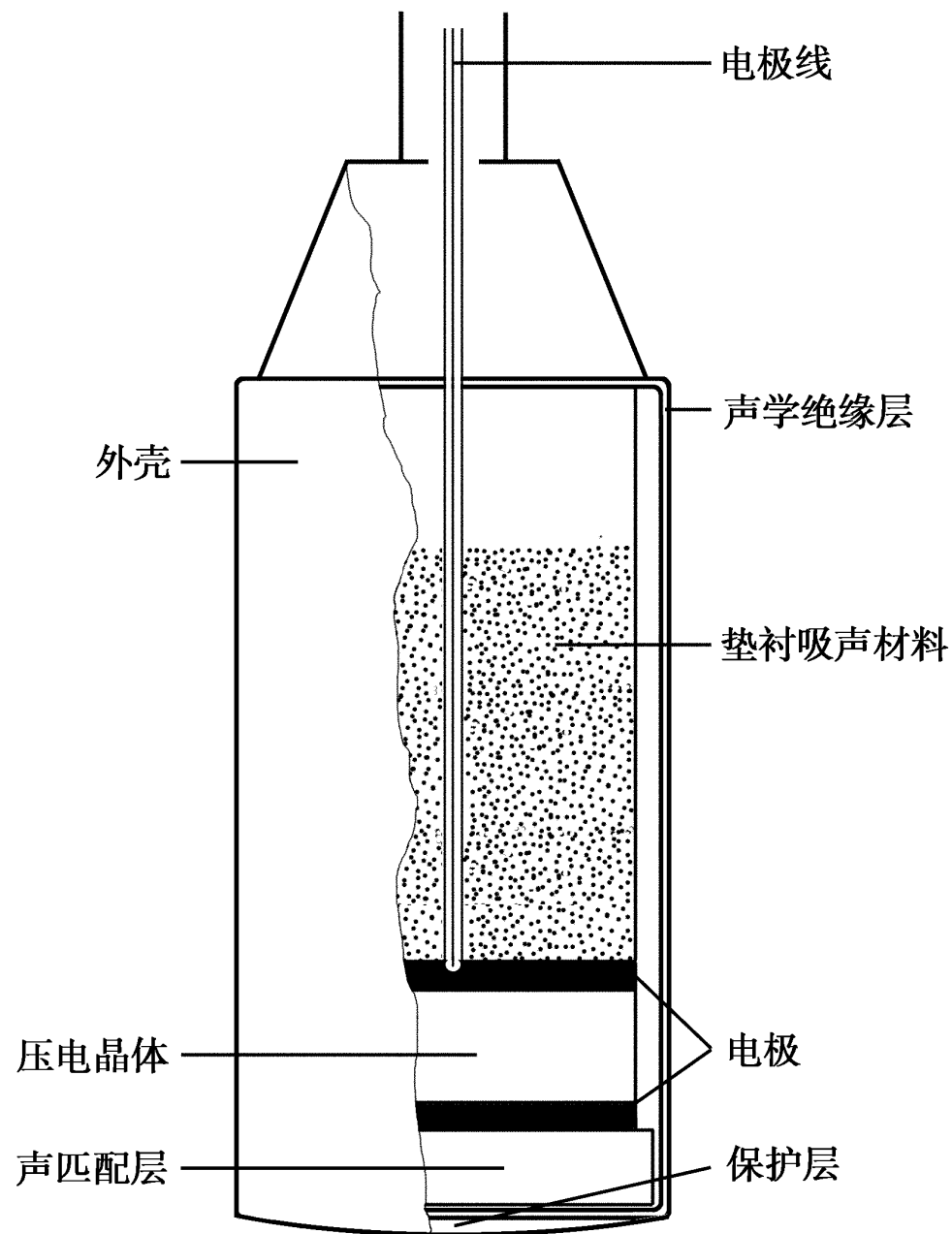
垫衬吸声材料：

1. 衰减并吸收压电晶体背向发射的超声能量
2. 要求垫衬具有较大的衰减能力，并具有与压电材料接近的声阻抗



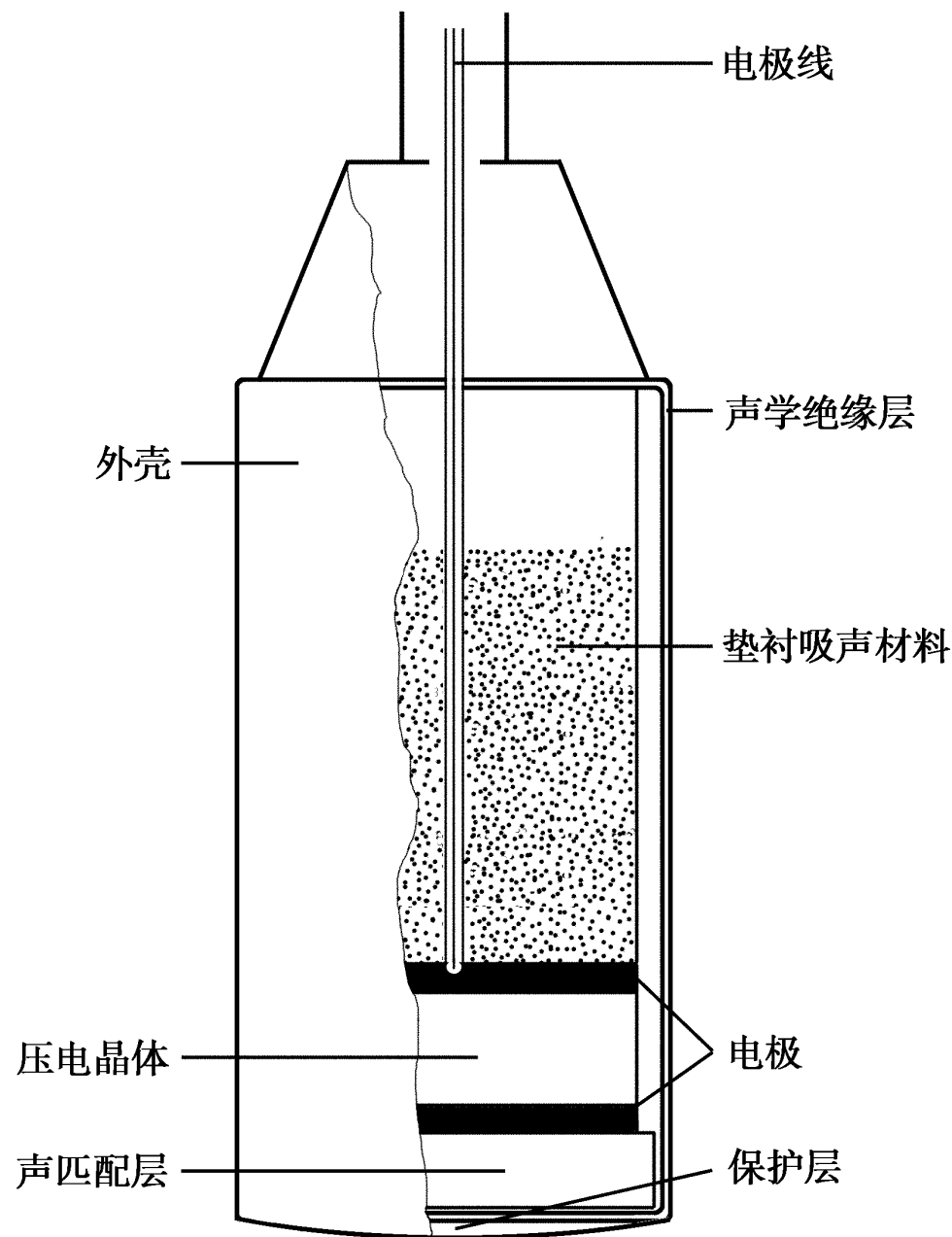
匹配层和保护层：

1. 声阻抗应接近人体组织的声阻
2. 选择衰减系数低并耐磨的材料



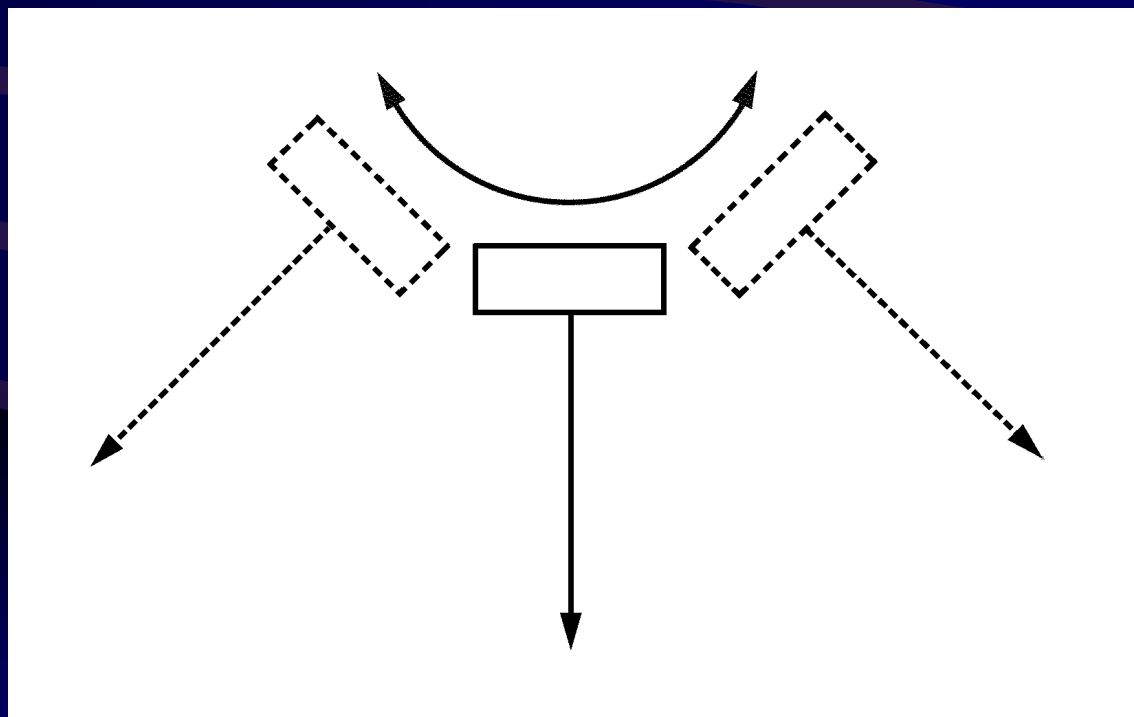
声学绝缘层：防止超声能量传至探头外壳引起反射，造成对信号的干扰

外壳：作为探头内部材料的支承体，并固定电缆引线



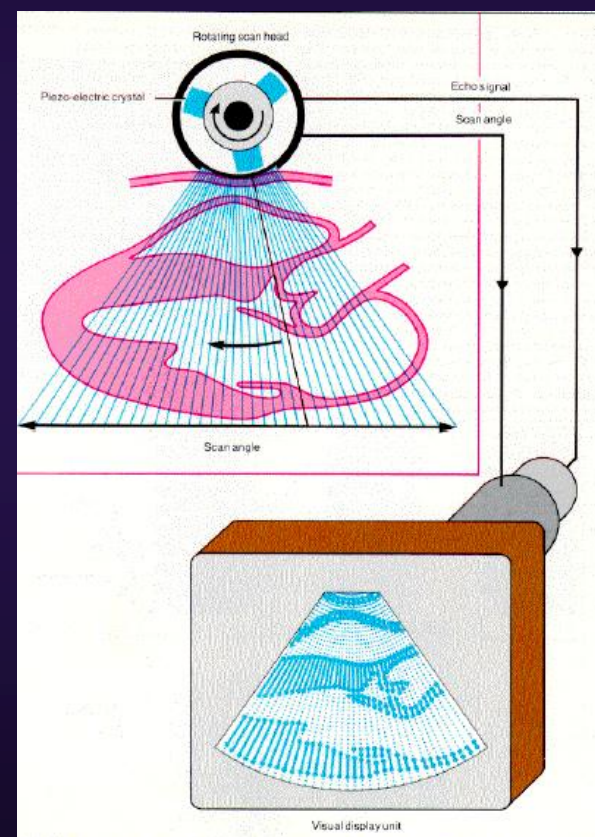
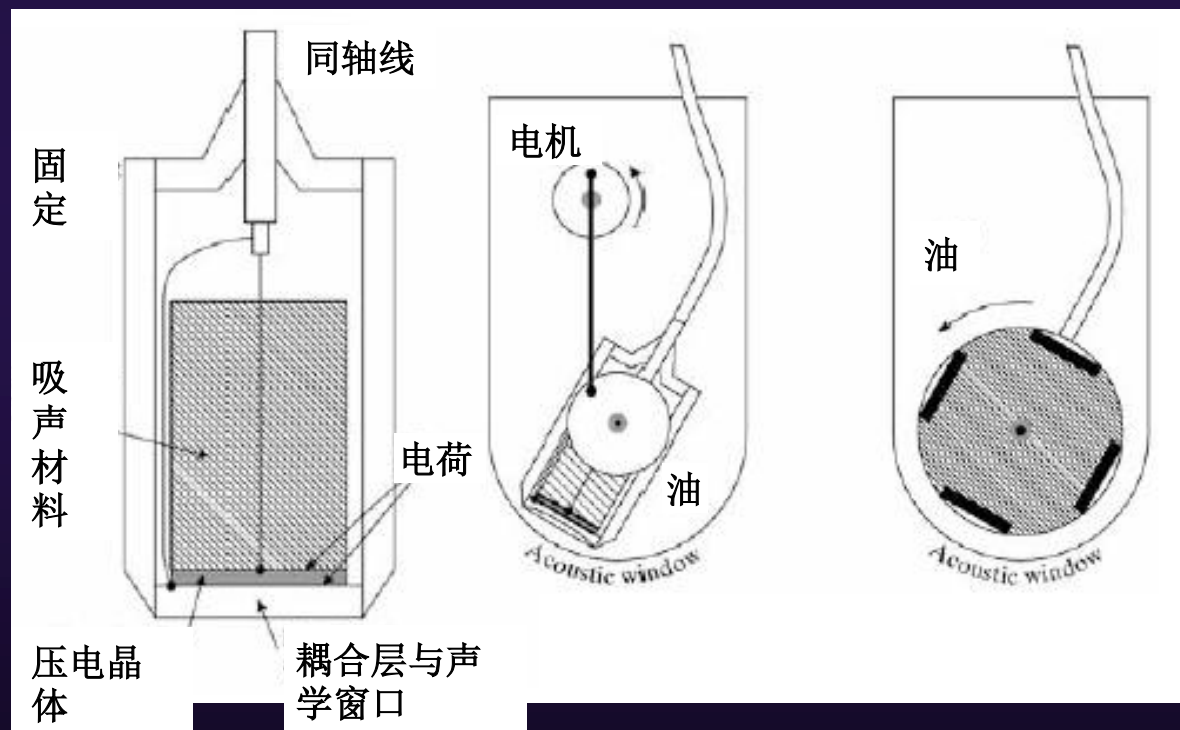
2. 机械扇扫超声探头

- 机械扇形扫描超声探头配用于扇扫式B型超声诊断仪，它是依靠机械传动方式带动传感器往复摇摆或连续旋转来实现扇形扫描

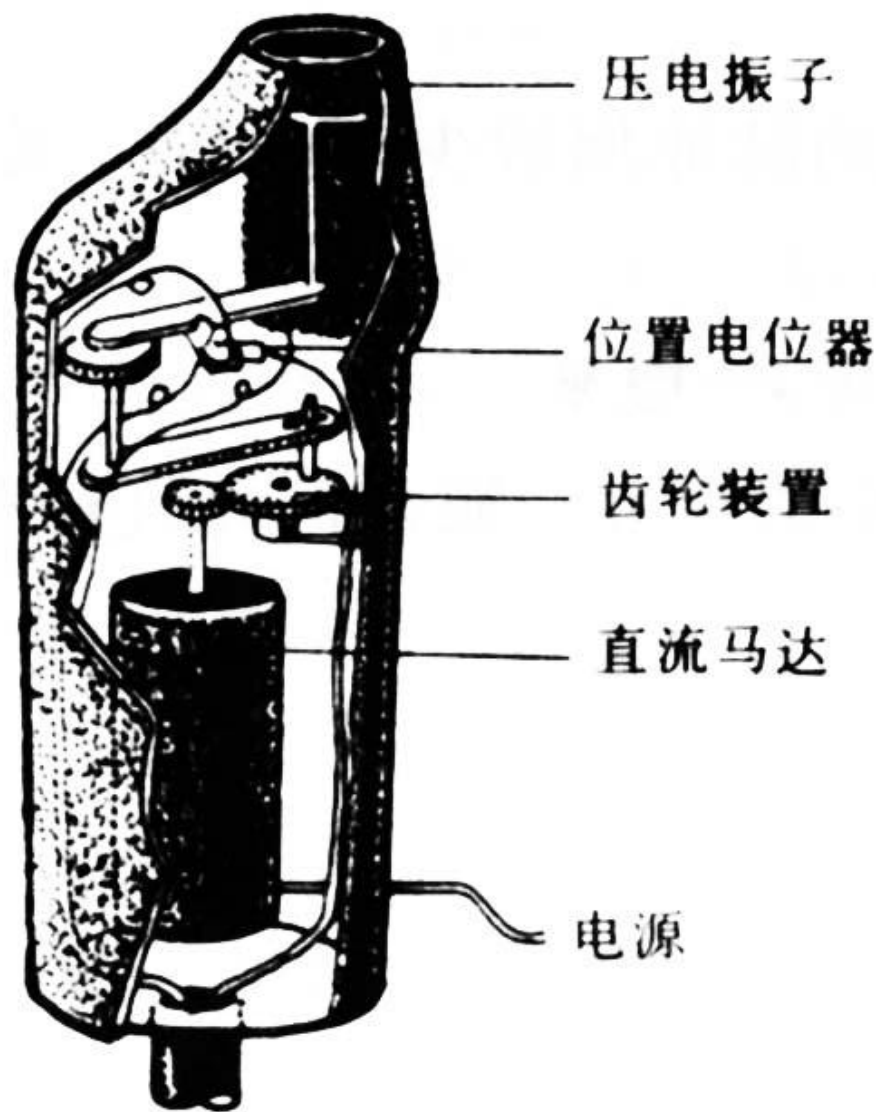


机械扇扫和径向扫查探头

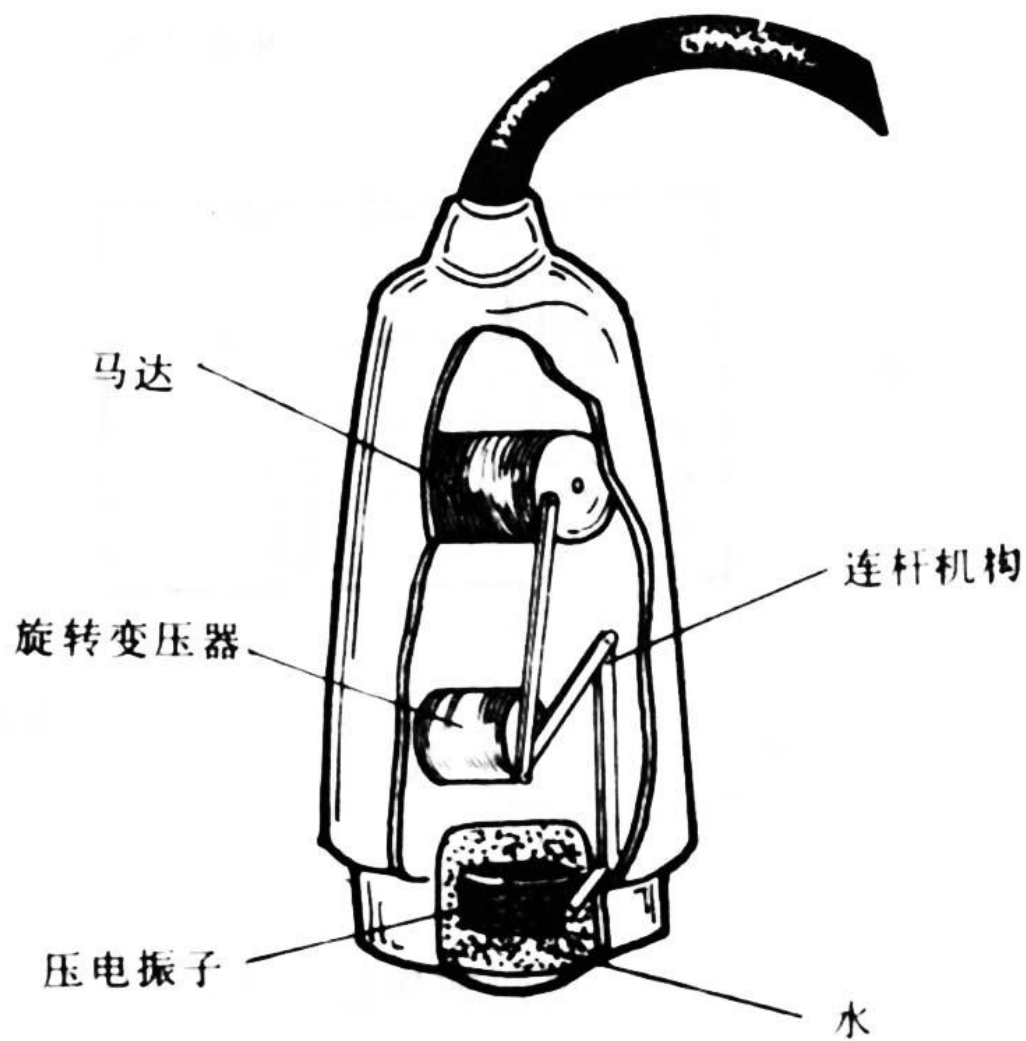
- 机械扫描：扇形扫描、矩形扫描、径向扫描
- 晶片的驱动：



- 位置电位器式
- 该探头采用置于水中的圆形单振子，有较好的柱状声束，有利于提高系统的灵敏度，体积小，重量轻，操作方便。
- 视野小，寿命短，均匀性差。

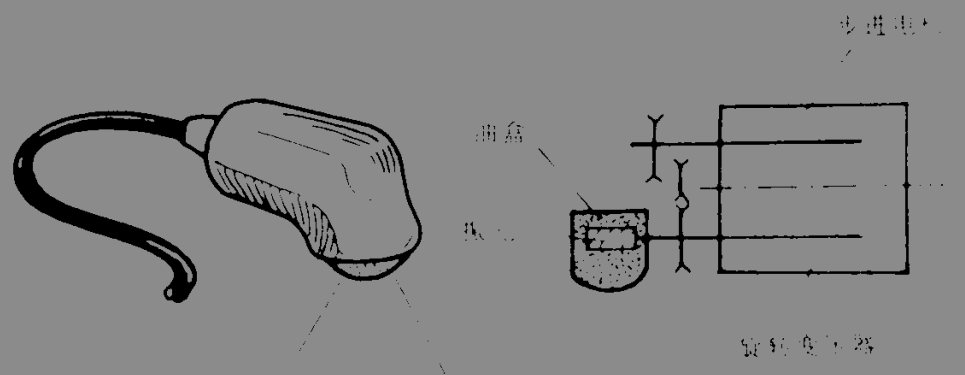


一种机械扇扫探头



机械摆动式扇扫描探头

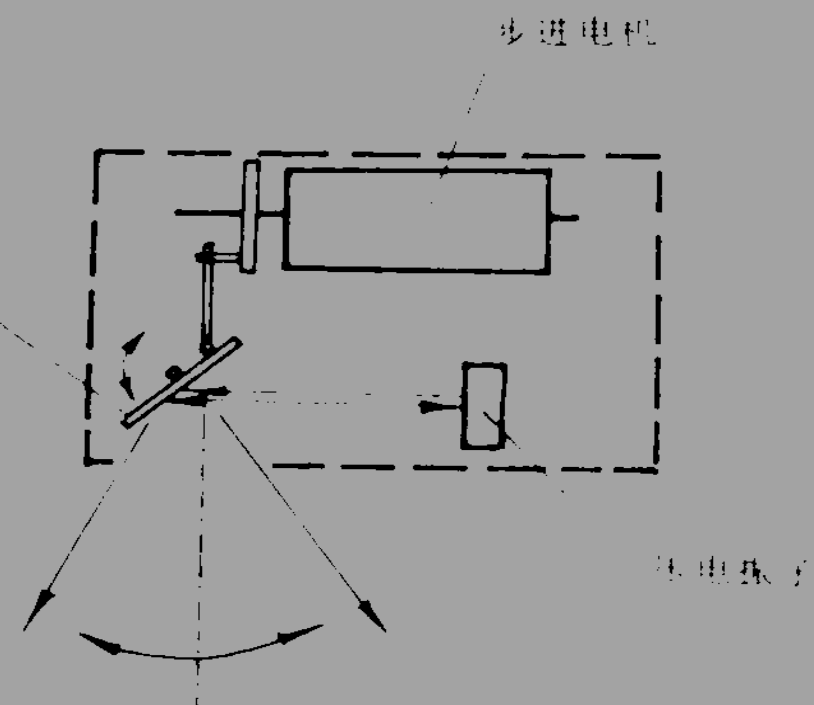
- 旋转变压器式
- 视野较大，测角精度及使用寿命略好于前。
- 仍有振感及机械误差。



(a) 外形

(b) 结构示意图

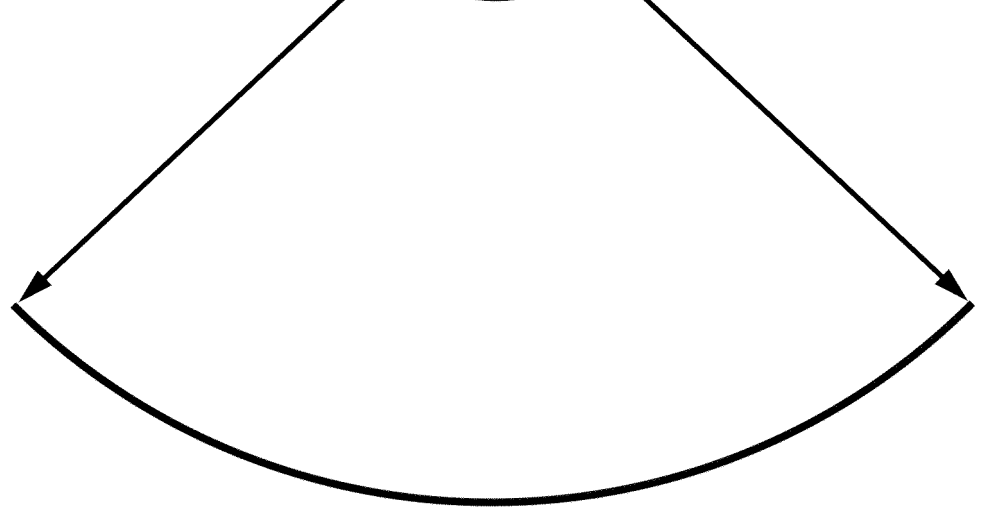
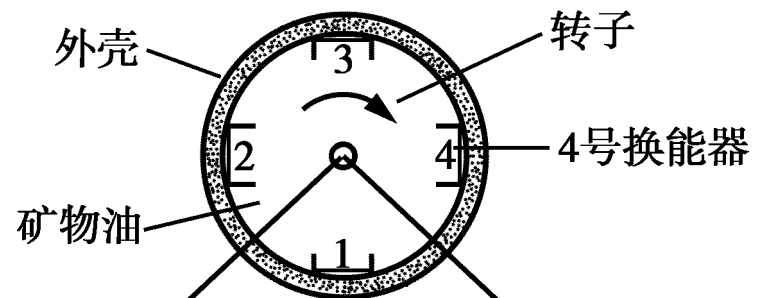
步进电机驱动扇扫探头



反射式扇扫超声探头

- 步进电机驱动式
- 体积小，误差小，扫描光栅分布均匀，寿命长

- 旋转式
- 匀速扫描易，噪声小，寿命长。
- 各振元光栅易重叠，振元的一致性难度大。



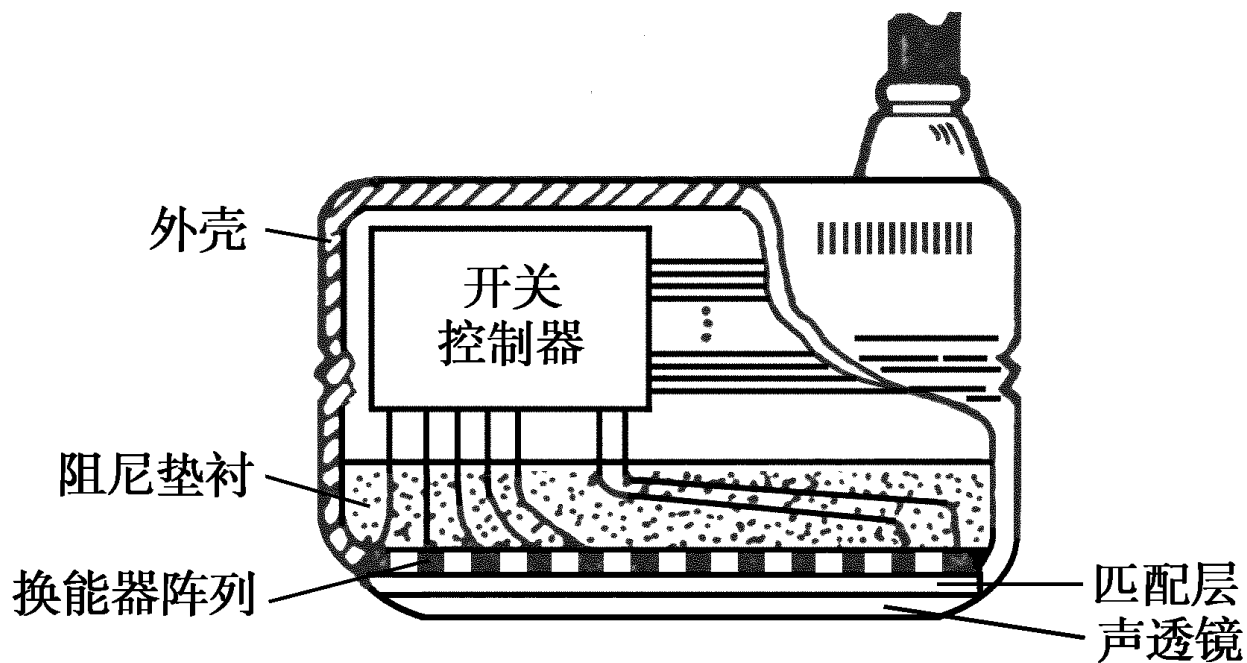


特点： 远场探查视野大、近场视野小、探头与体表接触面积小。

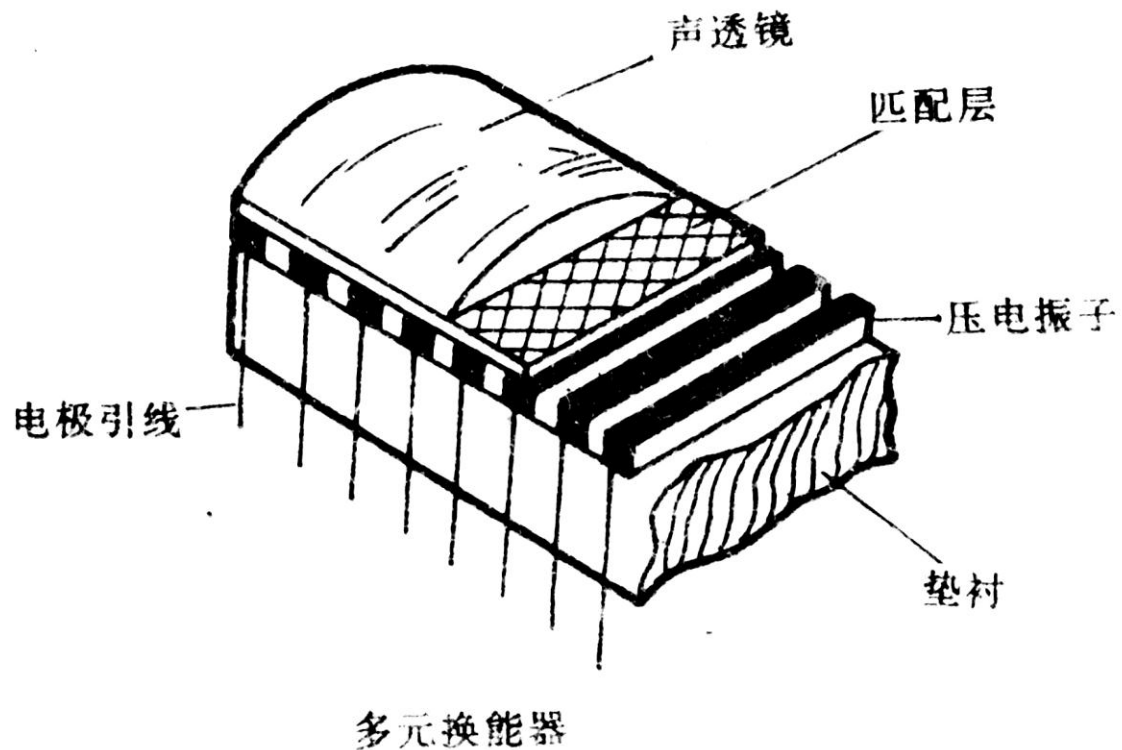
缺点： 噪声大、图象闪烁和探头寿命短，逐渐被电子凸阵及相控阵扇扫探头所取代。



3. 电子线阵超声探头 配用于电子式线性扫描超声诊断仪



- 多元换能器的振元通常是采用切割法制造工艺，对压电晶体通过计算机程控顺序开槽。
- 开槽宽度 $<0.1\text{mm}$
- 开槽深度取决于探头工作频率
- 振元中心距 $d < \lambda / 2$



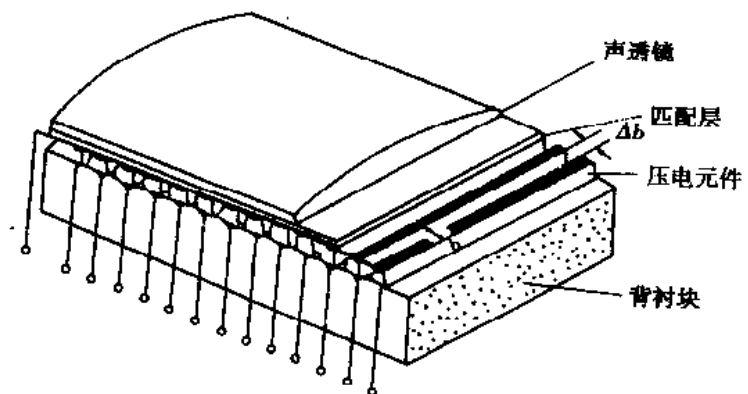
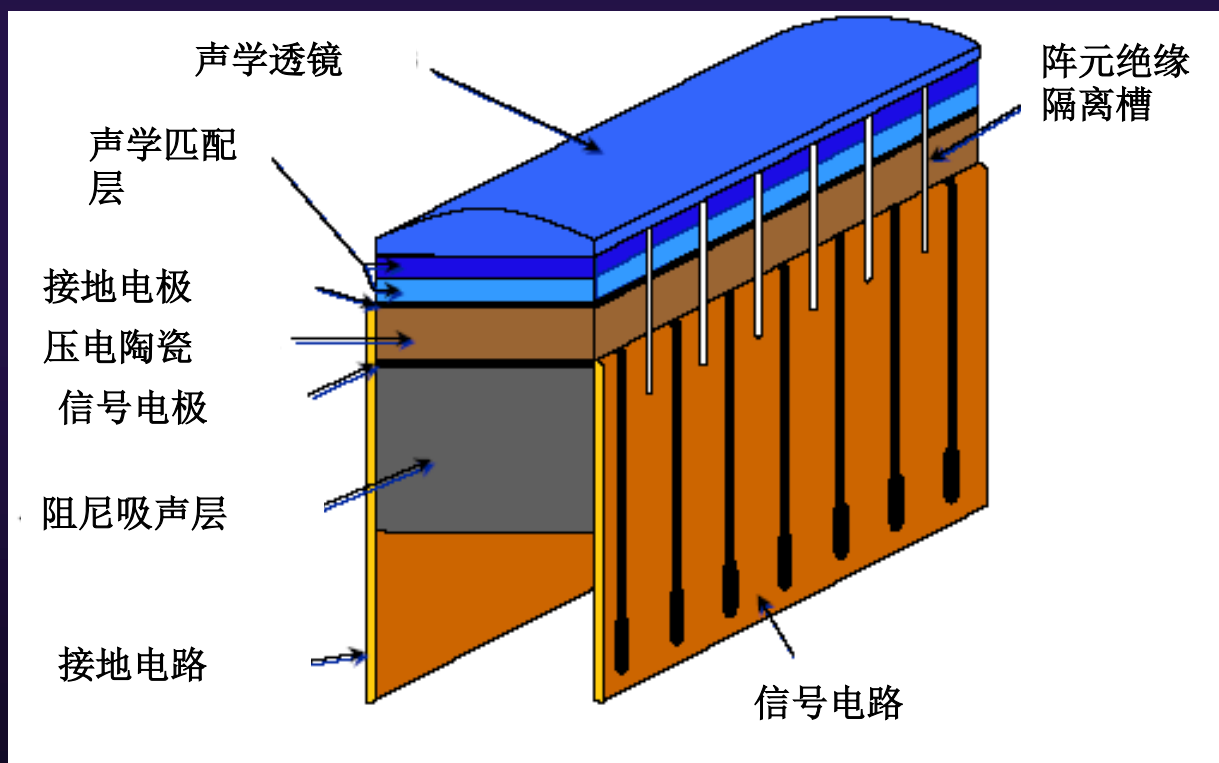
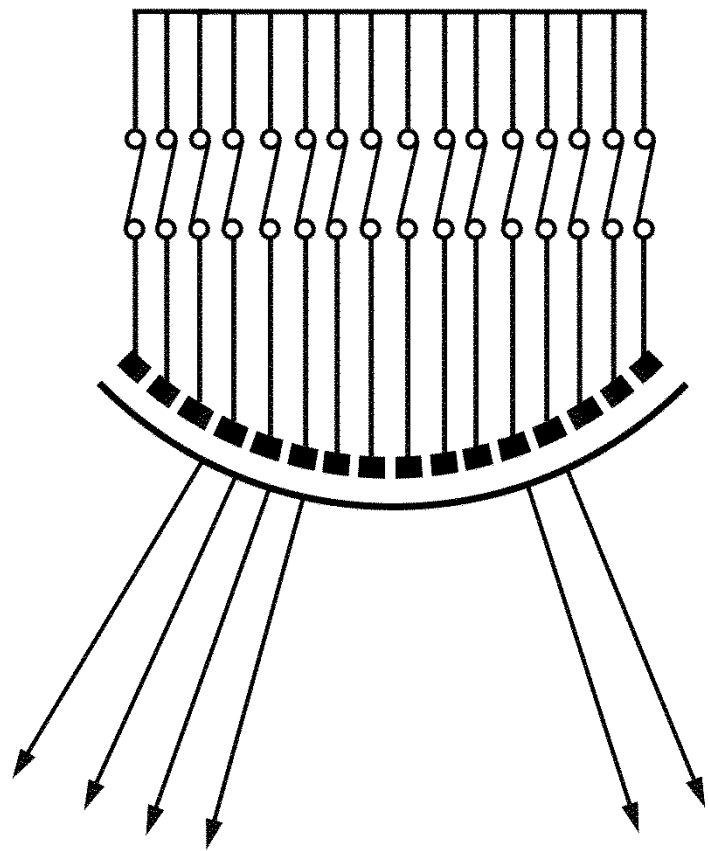


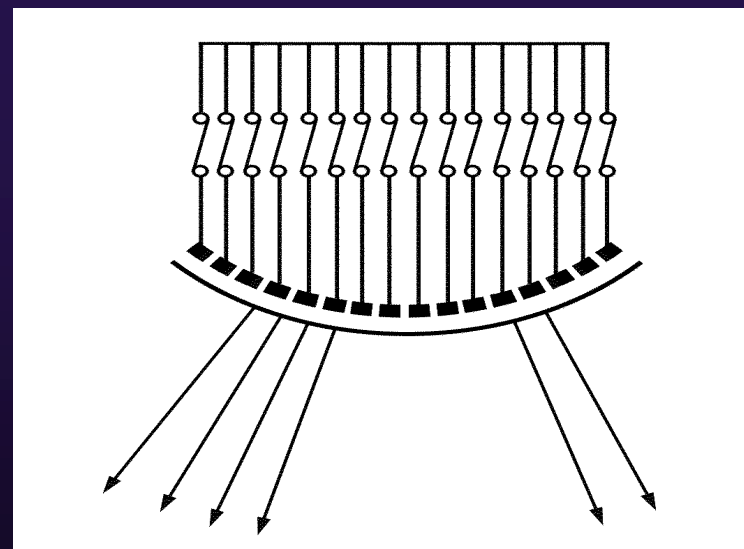
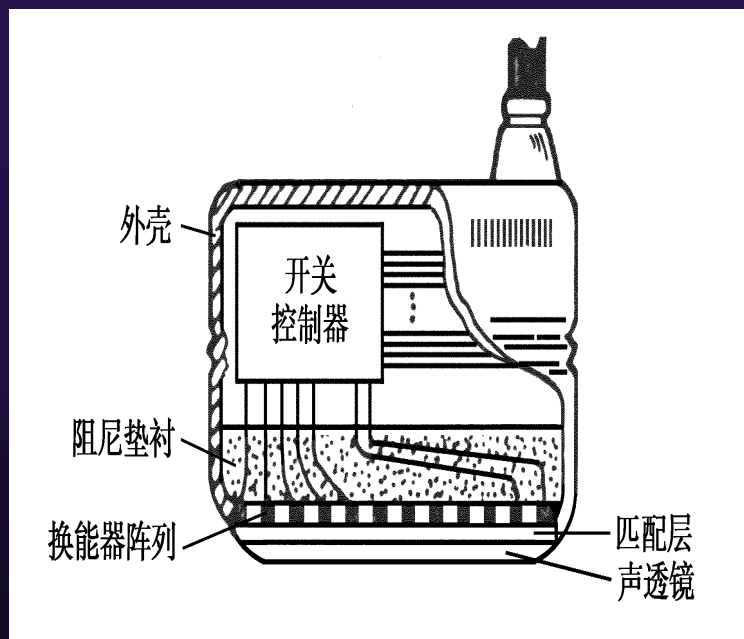
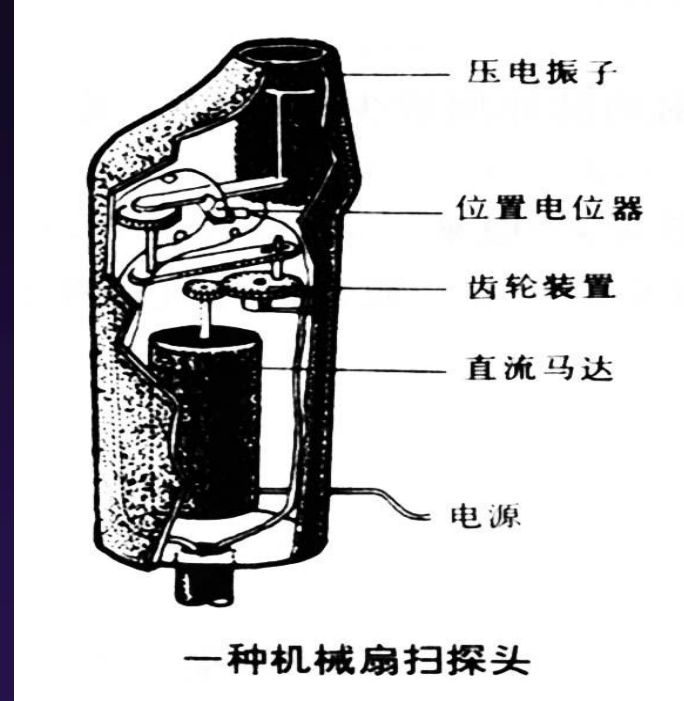
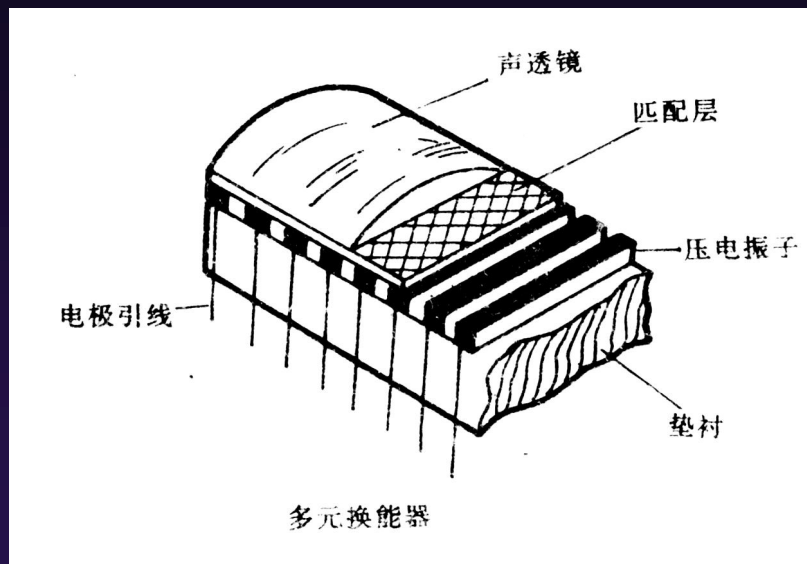
图 15-35 多元阵探头结构示意图

多晶片探头



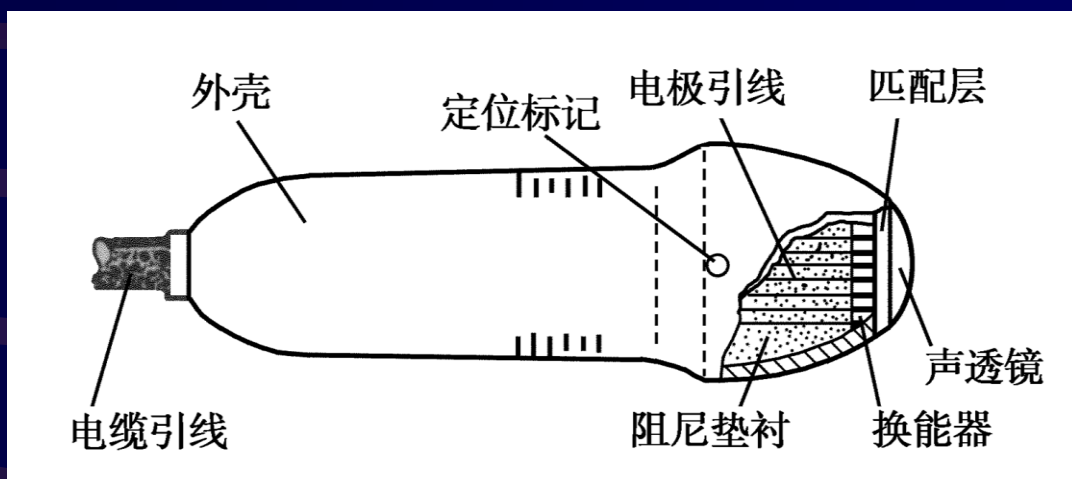
4. 电子凸阵超声探头
凸阵探头的结构原理与线阵探头相类似，只是振元排列成凸形，和线阵探头一样，众多振元不同时受激，而是分组分时受激励。





5. 相控阵超声探头

相控阵超声探头可以实现波束扇形扫描，因此又称为相控电子扇扫探头

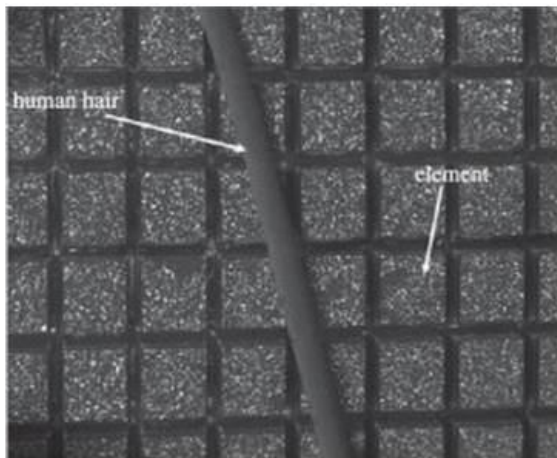


换能器是多元换能器阵列，内部结构与线性探头相似；
不同之处：
探头中没有开关控制器，探头的体积和声窗面积较小。

6. 矩阵超声探头

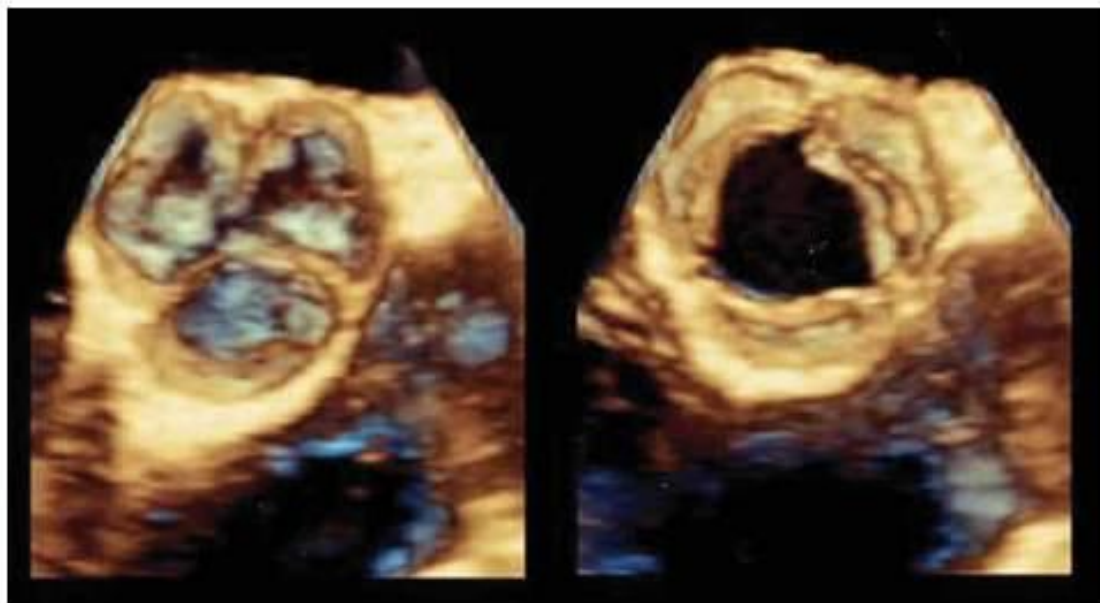
矩阵式探头的振元块是由切割成数百个方块到数千个方块的矩阵组成。如Philips X4 Matrix型超极矩阵式探头，是由3000个阵元块组成；它要有150多个计算机电子板进行接收和处理超声回波信号。3000个阵元组成的矩阵式探头，它可应用于二维超声心动图和实时三维超声心动图；这是当前先进的第三代多平面超声探头。实时三维超声心动图可以即时观察心脏的三维解剖结构，更好地评估瓣膜、室壁和血管之间的复杂关系。

- 其扫描线成矩阵排列，振元同时发射同时接受声束。让图像容积的声束偏转和聚焦电子化和同步化

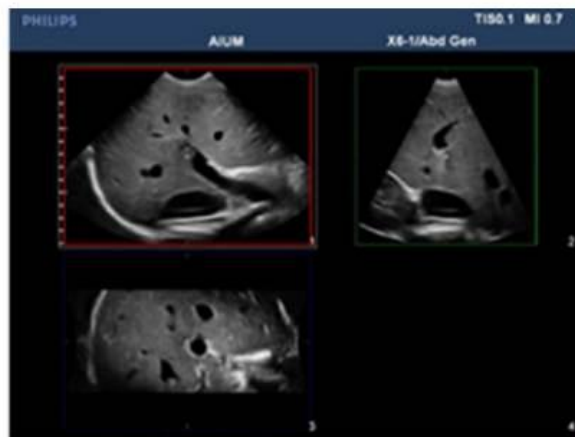


矩阵探头单个阵元和人的头发比较





X7-2t 矩阵实时三维经食管探头获取的主动脉瓣收缩期及舒张期实时三维图像



X6-1 矩阵探头 MPR 多平面成像



矩阵容积成像获取清晰地胎儿面部三维图像

穿刺探头

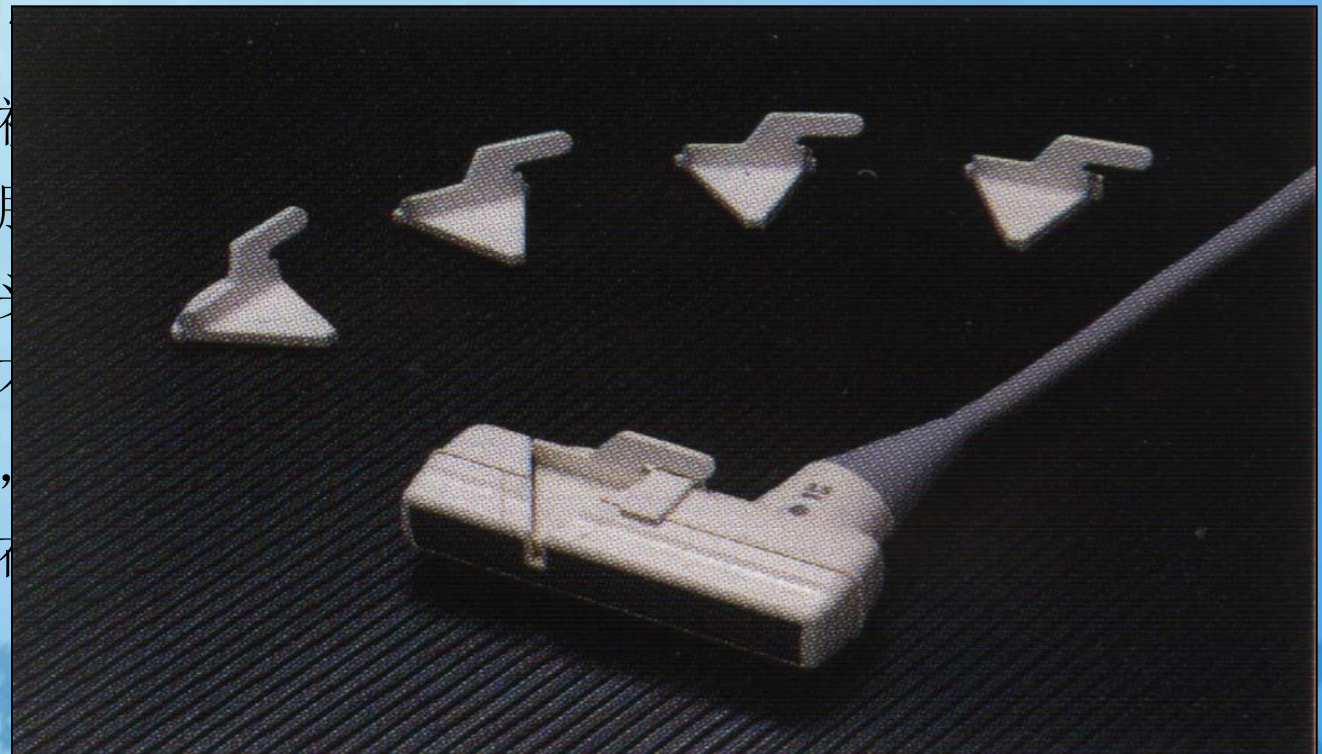
超声穿刺探头是介入性超声学的重要工具，它是在超声显像基础上，为进一步满足临床诊断和治疗的需要而发展起来的，其主要作用是在实时超声的监视和引导下，完成各种活检、抽液、穿刺造影、置管引流、注药输血、癌灶注药等操作。可以避免某些外科手术，且达到与外科手术相同的效果。



脉冲回波式探头

穿刺探头

近
直
探
有
高
率



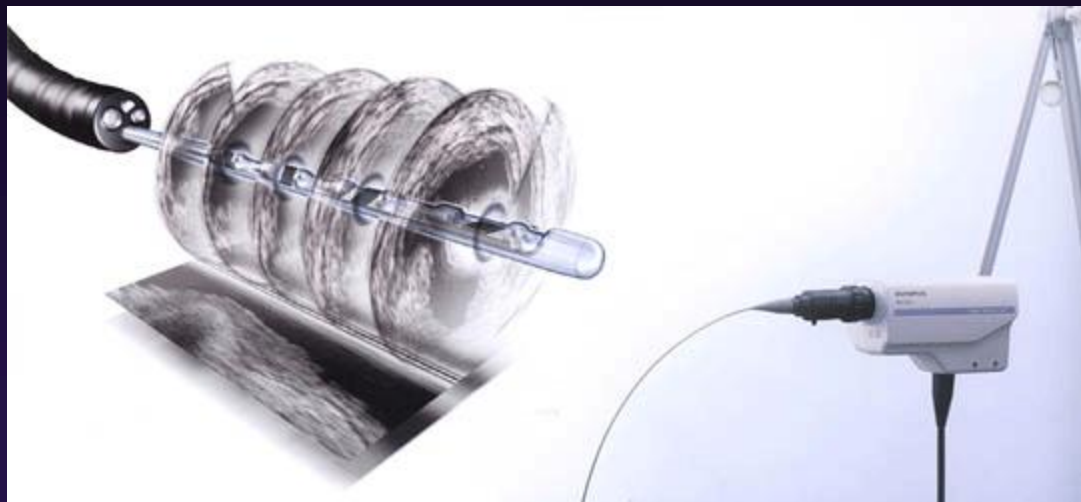
脉冲回波式探头

术中探头

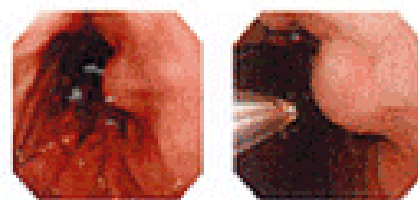
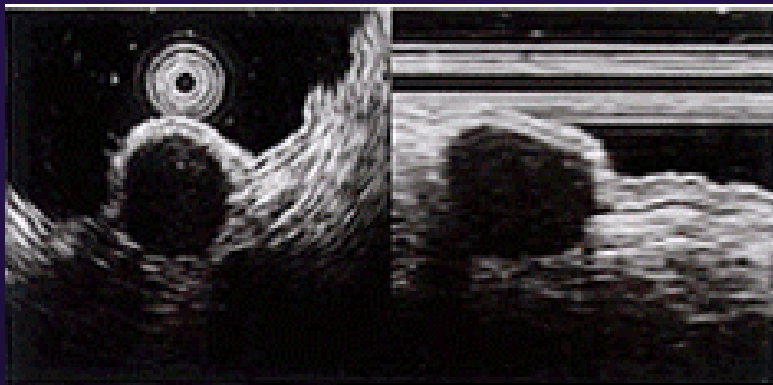
它是在手术过程中用来显示体内结构及手术器械位置的，属于高频探头，频率在7MHz左右，具有体积小，分辨力高的特点。它有机械扫描式、凸阵式和线控式三种。



经腔内探头



同步双切面扫描超声探头



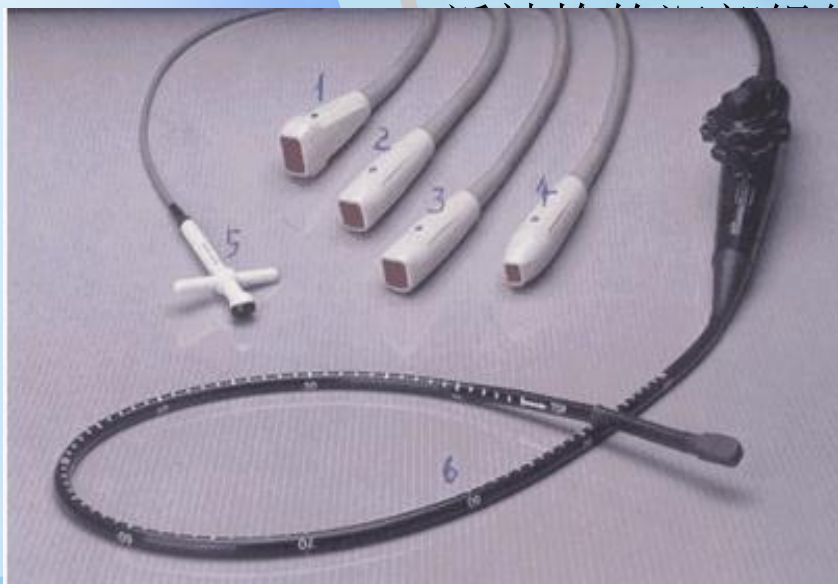
submucosal gastric tumor
12MHz

同时形成两副彼此相关的2维超声图像——环形切面扫描和纵向线形扫描图像，并可以在同一个监视器上显示

脉冲回波式探头

经腔内探头

它通过相应的体腔，避开肺气、肠胃气和骨组织，以接



触子宫壁或前列腺组织，提
道探头
头。这
有单
左右。
的经血



II. 多普勒式探头

主要利用多普勒效应测量血流参量，以进行心血管疾病的诊断，亦可用于胎儿监护。

连续波 (CW) 多普勒探头

大多数发射晶片与接受晶片是分隔式的。



- (1) 直线式 (2) 同心圆式
- (3) S分隔式 (4) 分隔式
- (5) 重叠式

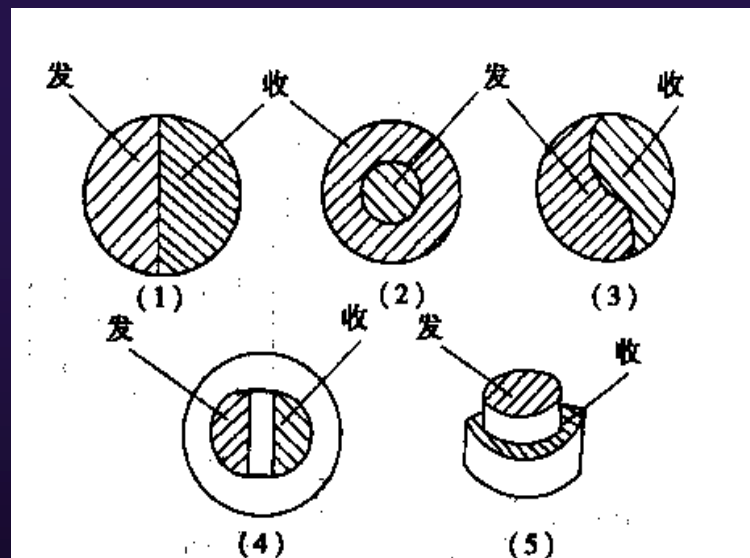
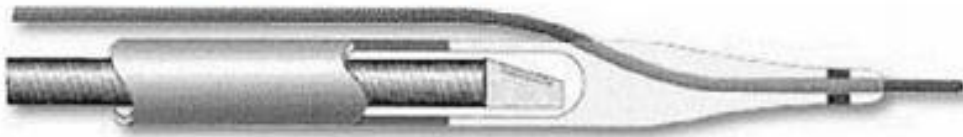


图 15-31 晶片形状

- (1) 直线式 (2) 同心圆式 (3) S分隔式
- (4) 分隔式 (5) 重叠式

- Mechanical Transducer
 - Transducer that rotates on a drive shaft



- Array/Solid State Transducer

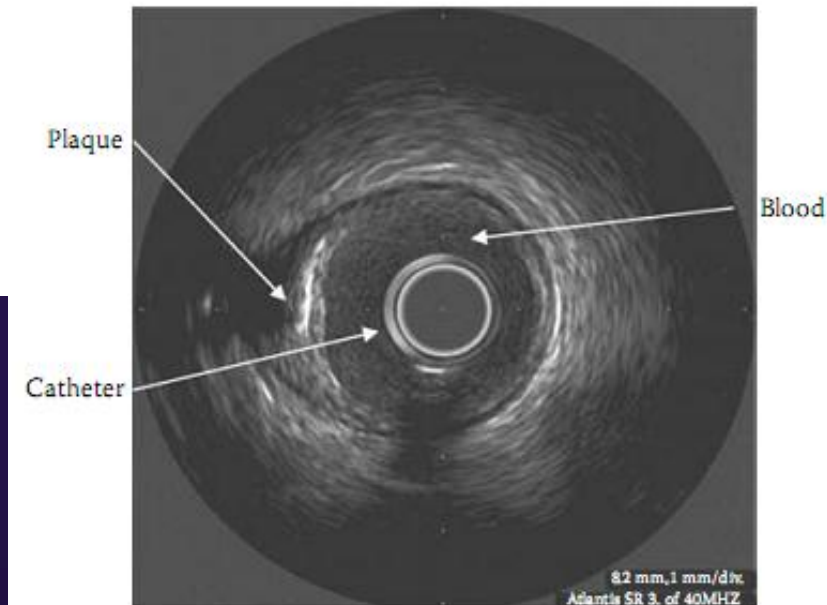


FIGURE 8.6 An intravascular imaging catheter with a mechanically rotated transducer (top) and a catheter with an array wrapped around the circumference (bottom). (Courtesy of Boston Scientific and Volcano Therapeutics.)

各种探头（换能器）



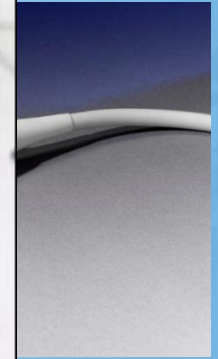
凸阵



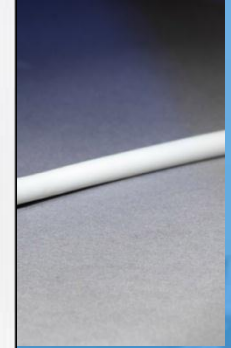
穿刺探头



腔内探头



探头



术中探头

Linear



Convex

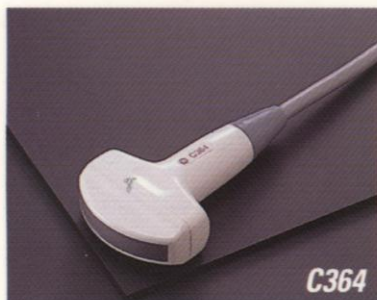


Intraoperative



Vaginal / Rectal

Figure 6.39 Transesophageal transducer for cardiac imaging. This transducer is swallowed by the patient and makes ultrasound images of the heart from within the esophagus. (Courtesy of the Department of Cardiology.)



C364

Convex
C364: 3.5 MHz
 for Abd, Ob/Gyn, Urology
C386: 2-5 MHz
 for Ob/Gyn, Urology
C551: 5.0 MHz
 for Abd, Ob/Gyn, Urology



S317

Sector
S220: 2.5 MHz
 for Cardiac, Abd, Urology
S317: 2-5 MHz
 for Cardiac, Abd, Urology
S611: 4-7 MHz
 for Cardiac, Pediatrics



S222

Sector
S222: 2-4 MHz
 for Transcranial



E721

Micro-convex
E721: 6.5 MHz
 for Transvaginal and Transrectal
C721: 6.5 MHz
 for Neonatal Head



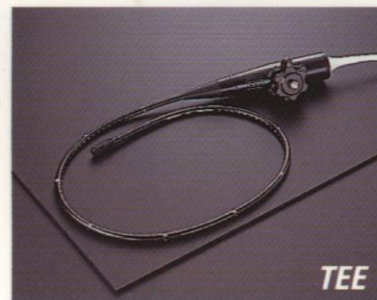
I739

Linear
I739: 5-10 MHz
 for Intraoperative
T739: 5-10 MHz
 for Intraoperative



LA39

Linear
546L: 3-7 MHz
 for Vascular, Small Parts, Pediatrics
L764: 7.5 MHz
 for Screening of Small Parts
739L: 5-10 MHz
 for Small Parts, Vascular,
 Orthopedics
LA39: 6-13 MHz
 for Small Parts, Vascular
 Orthopedics



TEE

TEE
B510: 5 MHz Bi-Plane Sector
 for Transesophageal



CWD2

Single CWD
CWD2: 2.0 MHz
 Non-Imaging CW Doppler
CWD5: 5.0 MHz
 Non-Imaging CW Doppler



GE Medical Systems



ABDOMEN/OB/GYN

(WIDE VIEW)

UST-5036-3.5 (3.5MHz/125mm)



PEDIARTIC ABDOMEN

(WIDE VIEW)

UST-5038-5 (5MHz/94mm)



SMALL PART

(WIDE VIEW)

UST-575-7.5 (7.5MHz/60mm)



SMALL PART

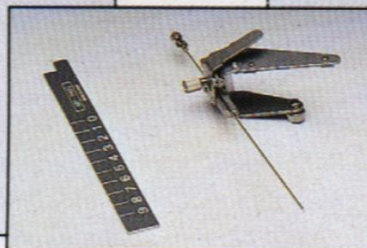
*Requires JB-140 to connec to SSD-650

UST-5512U-7.5 (7.5MHz/38mm)

CONVEX SECTOR PROBES



ABDOMEN/OB/GYN
UST-940-3.5
(3.5MHz/40mm/60deg.)



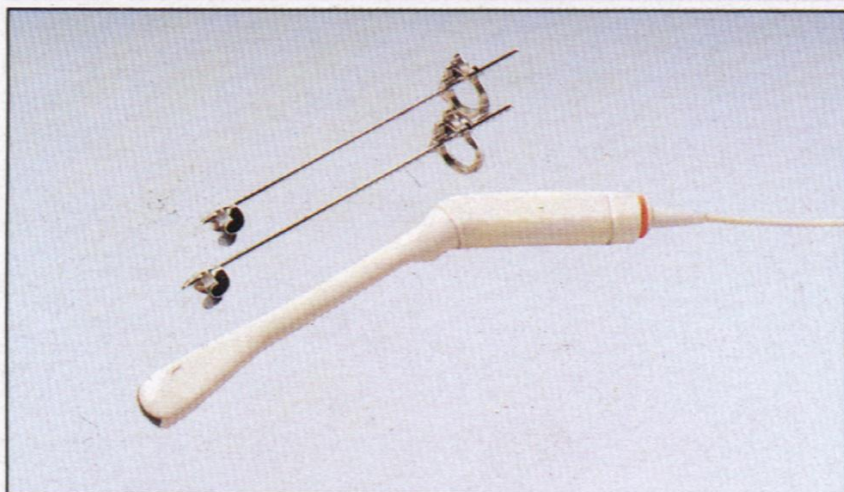
Puncture adaptor
MP-2415
Applicable needle:



PEDIATRIC ABDOMEN
UST-941-5
(5MHz/40mm/48deg.)



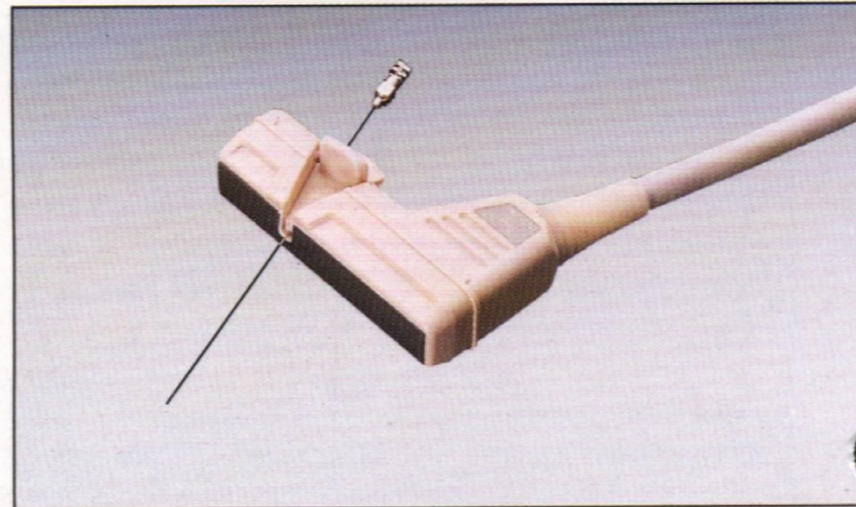
NEONATAL HEAD
UST-951-5
(5MHz/14mm/90deg.)



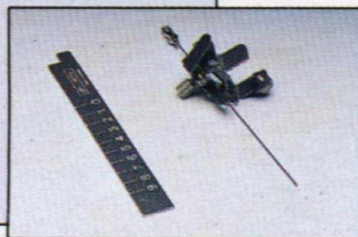
TRANSVAGINAL
UST-952DP-5
(5MHz/14mm/90degrees)



PEDIATRIC ABDOMEN
UST-5814-5 (5MHz/61mm)



ABDOMINAL PUNCTURE
Applicable needle: G15, 18, 19 and 22
UST-5037P-3.5 (3.5MHz/80mm)

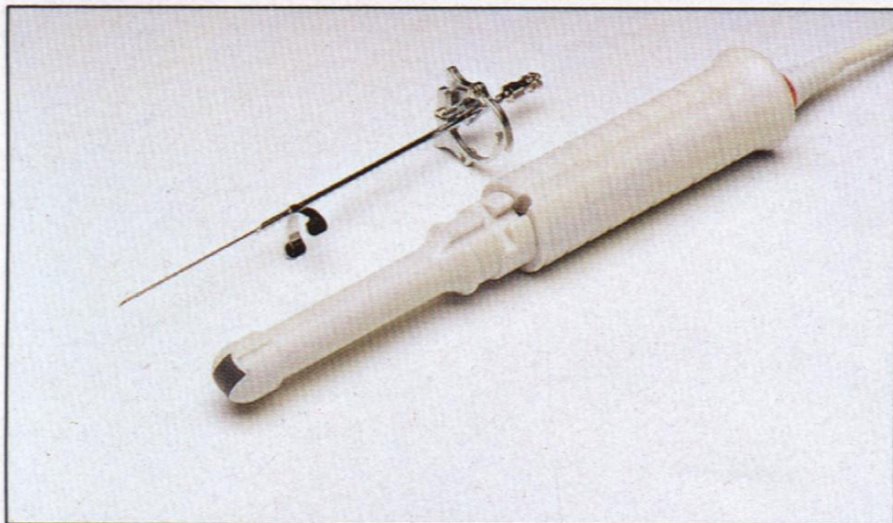


HEART
UST-943-3.5
(3.5MHz/14mm/90deg.)

Puncture adaptor
MP-2413
Applicable needle:



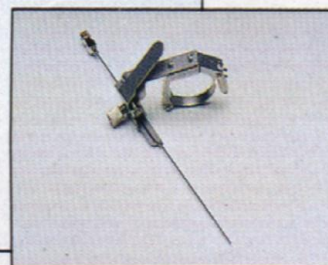
PEDIATRIC HEART
*Requires UGR-650B for Doppler imaging
ASU-32CWD-5 (5MHz/80deg.)



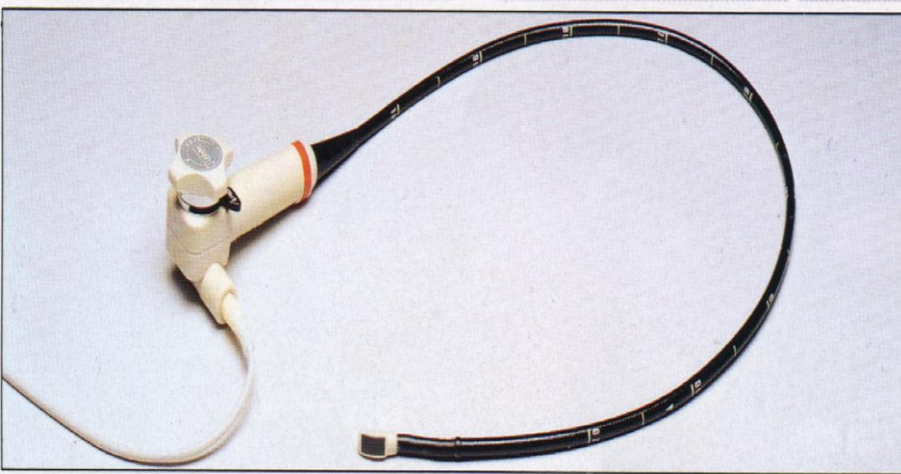
TRANSRECTAL PUNCTURE
UST-665P-5
 (5MHz/9mm/90deg.)



PERIPHERAL VASCULAR
 *Requires UGR-650 for Doppler imaging
 ASU-32WSJ-7.5 (7.5MHz/80deg.)



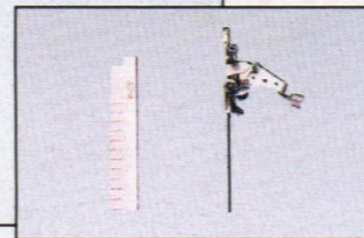
Puncture adaptor
MP-2406
 Applicable needle:



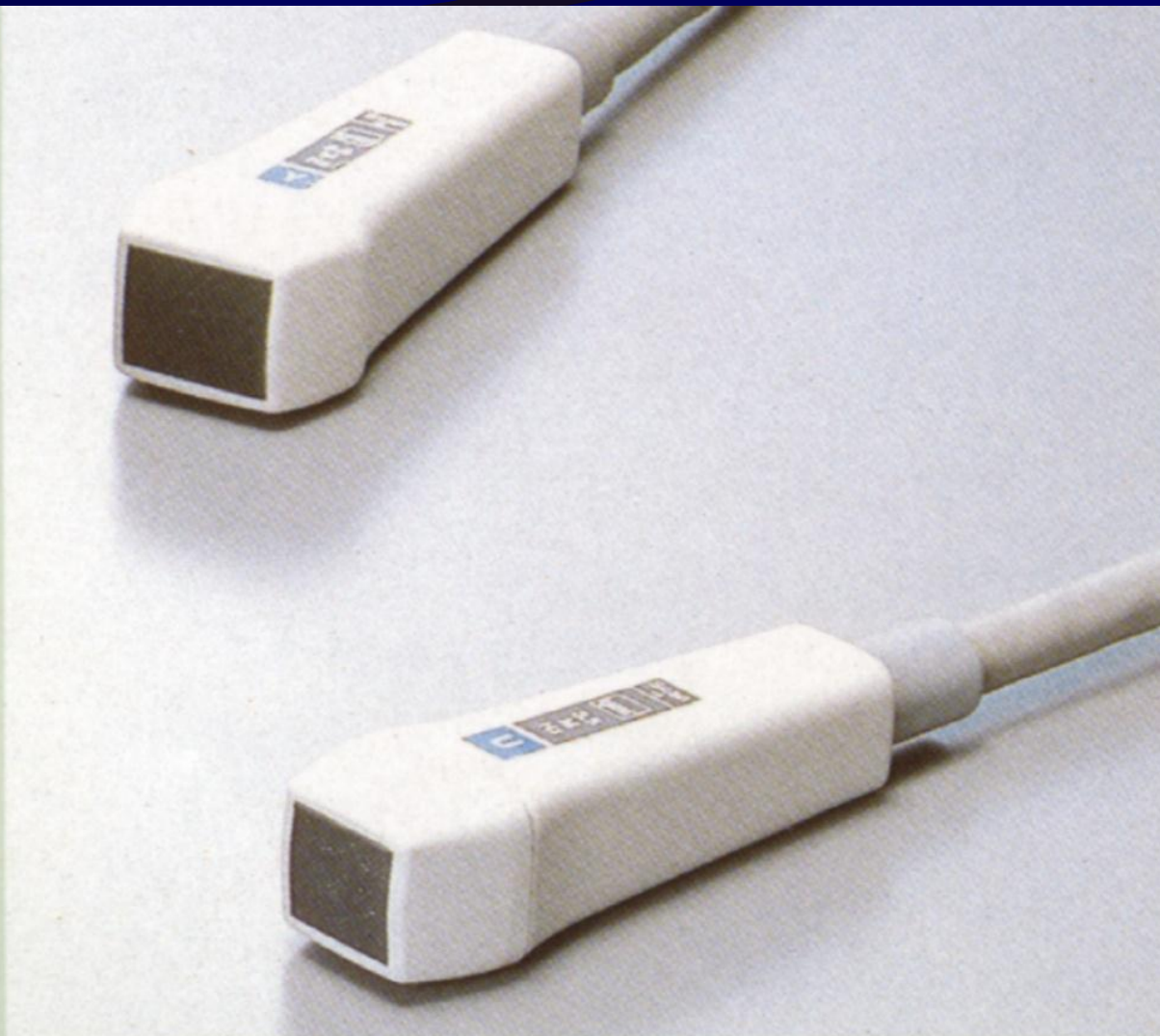
TRANSESOPHAGEAL *Requires JB-140 to connect this probe to SSD-650
UST-936-5
 (5MHz/25mm/34deg.)



NEURO SURGERY
UST-955D-5
 (5MHz/25mm/34deg.)

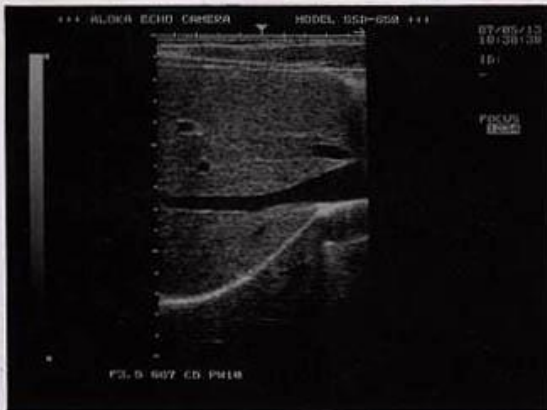


Puncture adaptor
MP-2391
 Applicable needle:



U形、Y形: 3.5MHz 90°视野角

V形: 5MHz 90°视野角



LINEAR SCANNING

Provides wide view field in the near field.

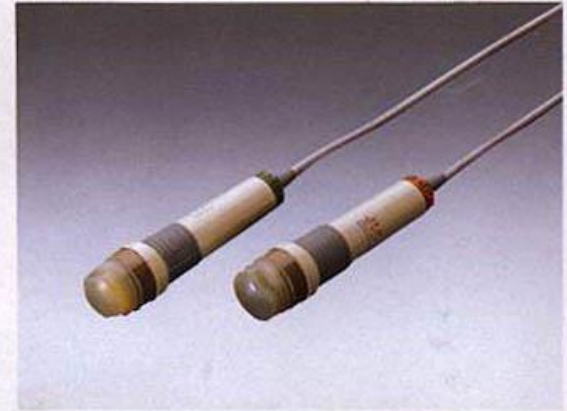
By combining two frames of a linear image using a split screen, it is possible to double the field of view.



CONVEX SECTOR SCANNING

Provides wide view in the far field while maintaining a good view in the near field.

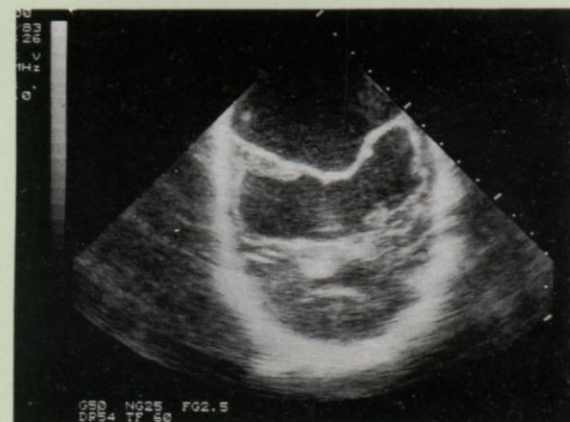
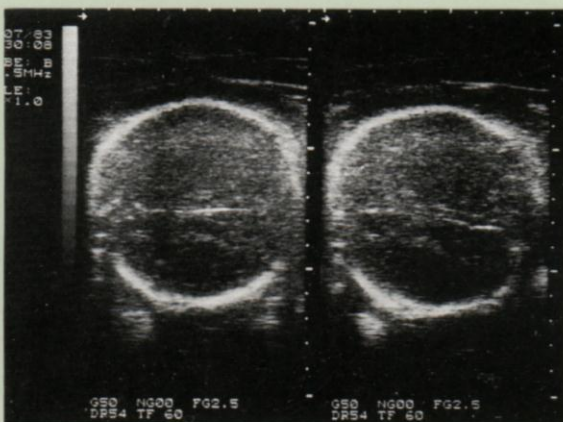
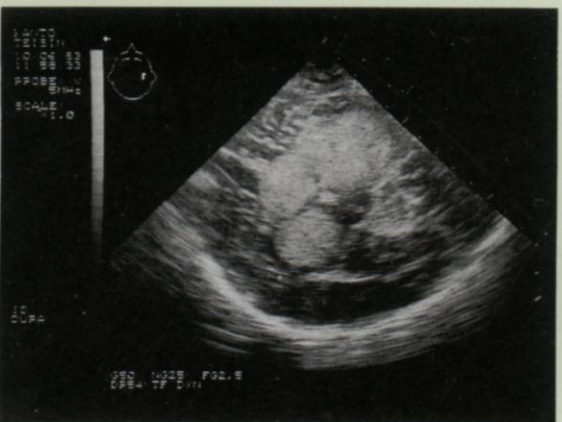
This scanning method provides the best sector image of the three sector scanning methods.



MECHANICAL SECTOR SCANNING (OPTION)

Provides small contact area and gives a wide view in the far field. This probe is very versatile and can be used for a wide range of examinations.

It is especially useful for special applications such as steerable CW Doppler and 7.5 MHz small part scanning.



■ 超声探头使用注意事项

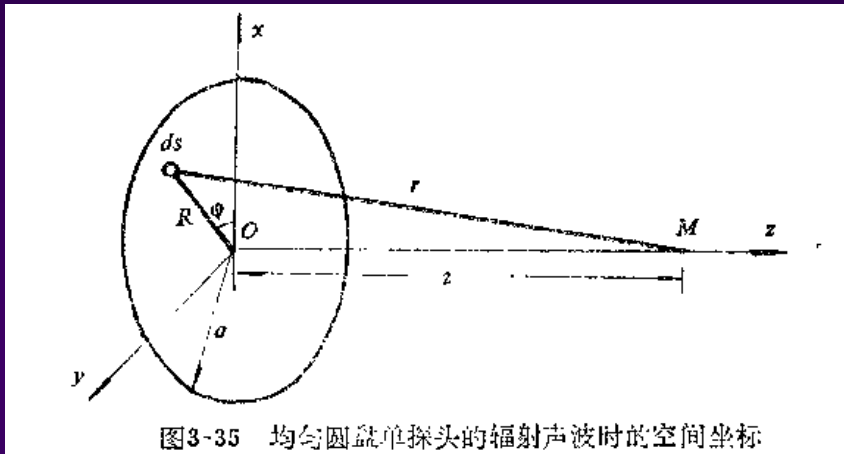
1. 切断电源后装卸
2. 避免接触有机溶剂
3. 保护透声面
4. 使用无腐蚀的耦合剂
5. 禁止高温消毒

超声探头重要的一些参数

- 声场的分析：声场形状，旁瓣，分辨力等
- 扫描的实现；
- 聚焦的实现；
- 探头振动的时序控制：脉冲或连续，PRF等；
- 发射频率

(四) 超声场

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;

- 轴线上某点处的声压是晶片上无数点源振动的迭加;

- z 足够大时, 声束轴线上的声压将随着距离的增加而衰减;

- 极小值和极大值可以求出;

A

点源的波形：径向扩散

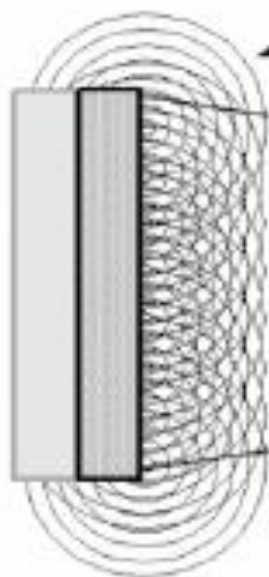


两个点源的波形：发生干涉



B

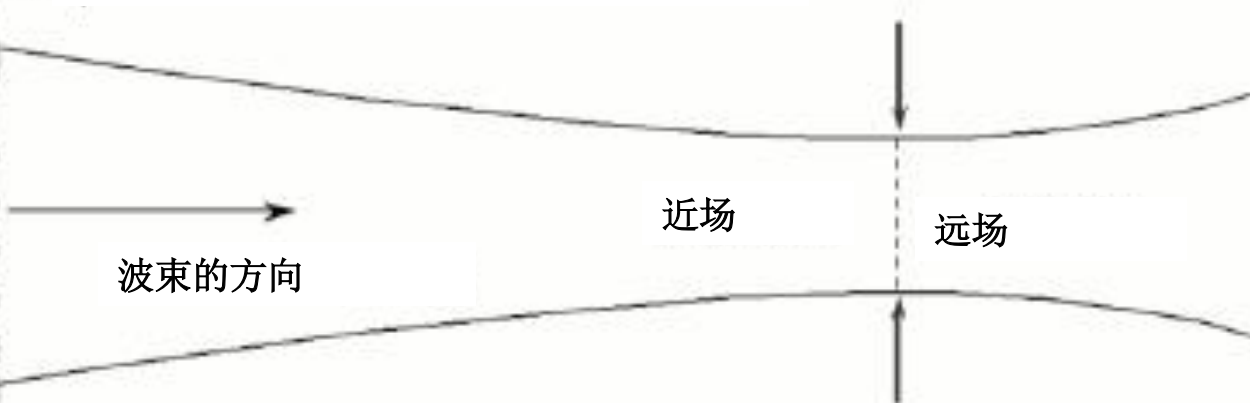
多个波的干涉



波束的方向

近场

远场



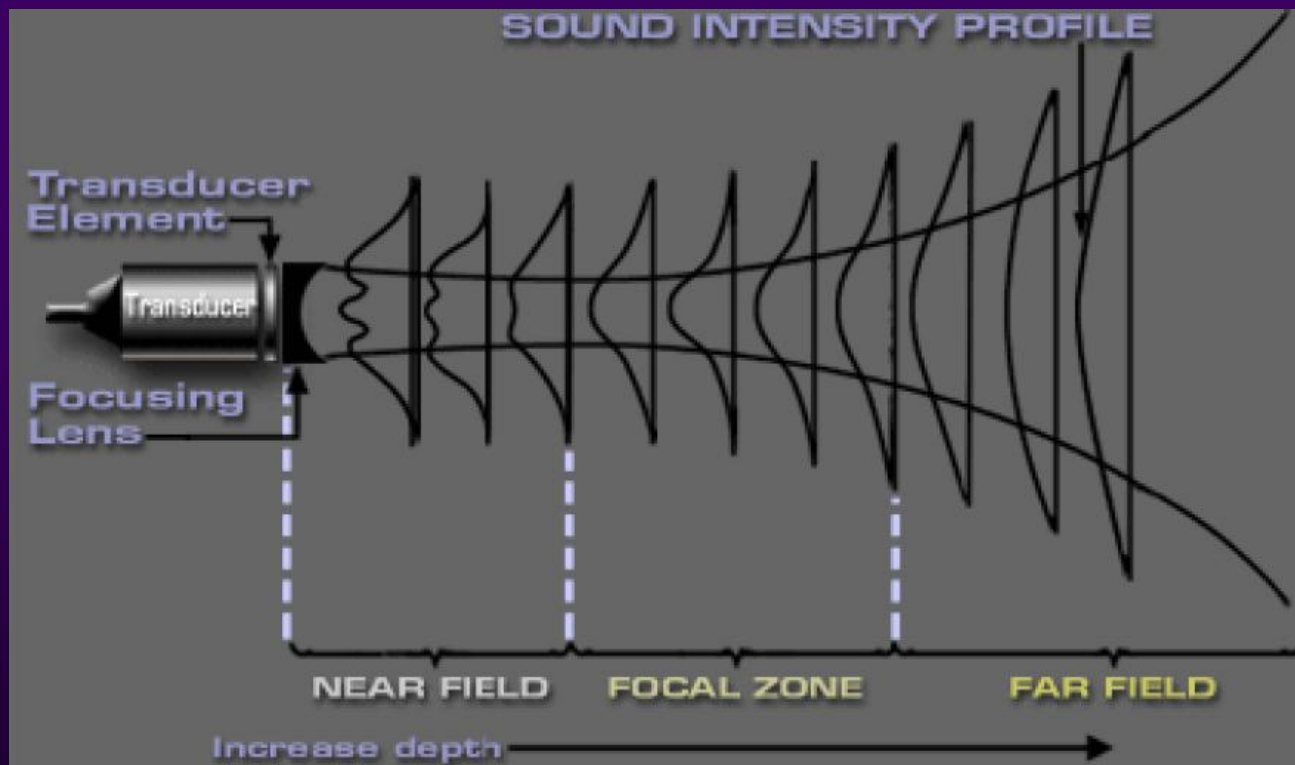
(1) 近场区 (Near field region) 内的声压分布

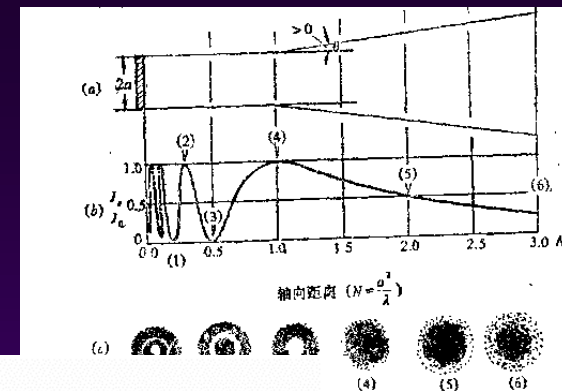
近场区声压分布特点：有一极大值和一极小值

(2) 远场区 (far field region) 内的声压分布

声程 $X > L$ 的区域

声压分布特征：无起伏，呈单值变化





A

换能器晶片直径

近场长度

$$r^2/\lambda = d^2/4\lambda$$

声速发散角

$$\sin \theta = 1.22 \lambda / d$$

近场

远场

θ

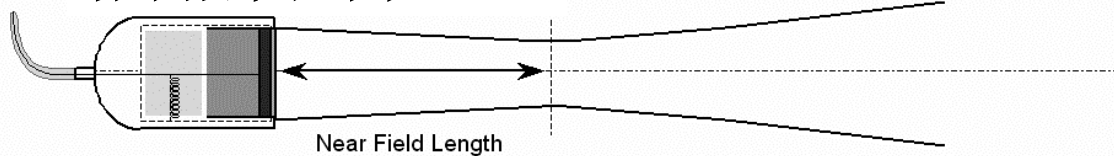
换能器晶片

B

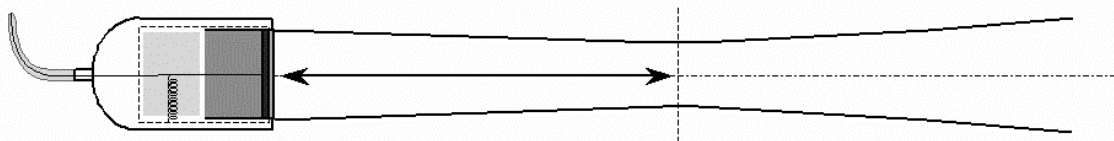
压力幅
值变化

四叠超声换能器声场
3MHz, $\lambda = 0.5\text{mm}$
1线的相对声强度分布
上的声强分布

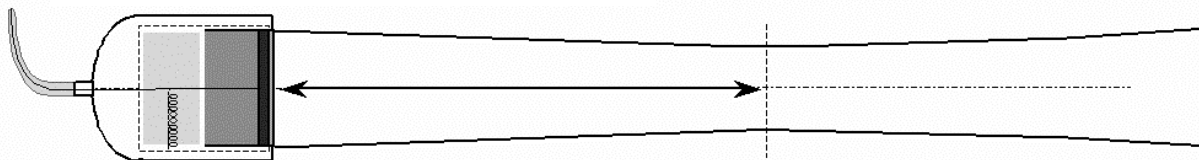
标准频率和半径



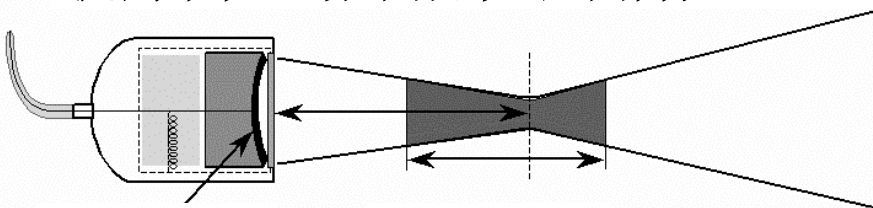
提高频率 标准半径



提高半径 标准频率



提高半径 标准频率 曲面阵元



曲面阵元

焦点区域

二) 非轴线上的声压分布和指向性;

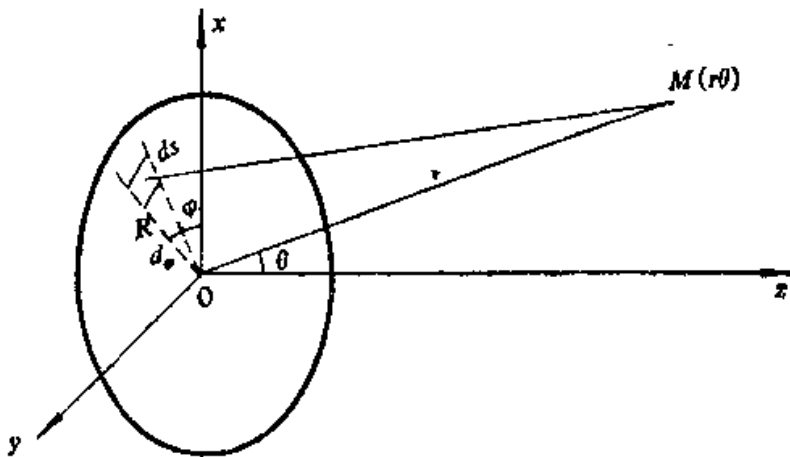


图3-37 圆探头向任意声轴射空间坐标图

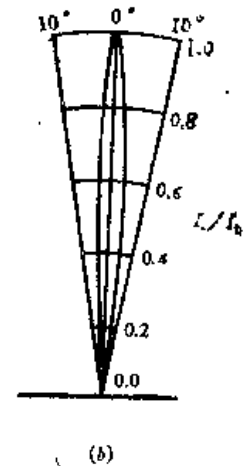
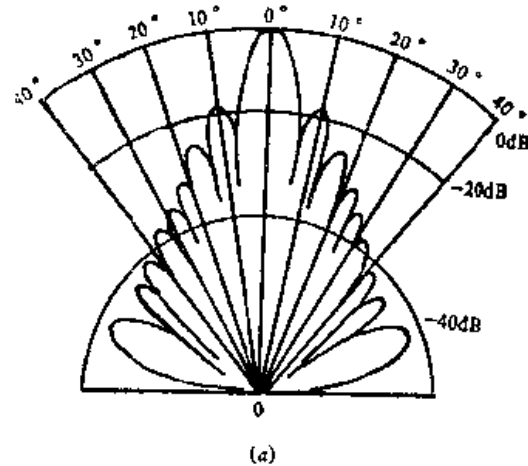
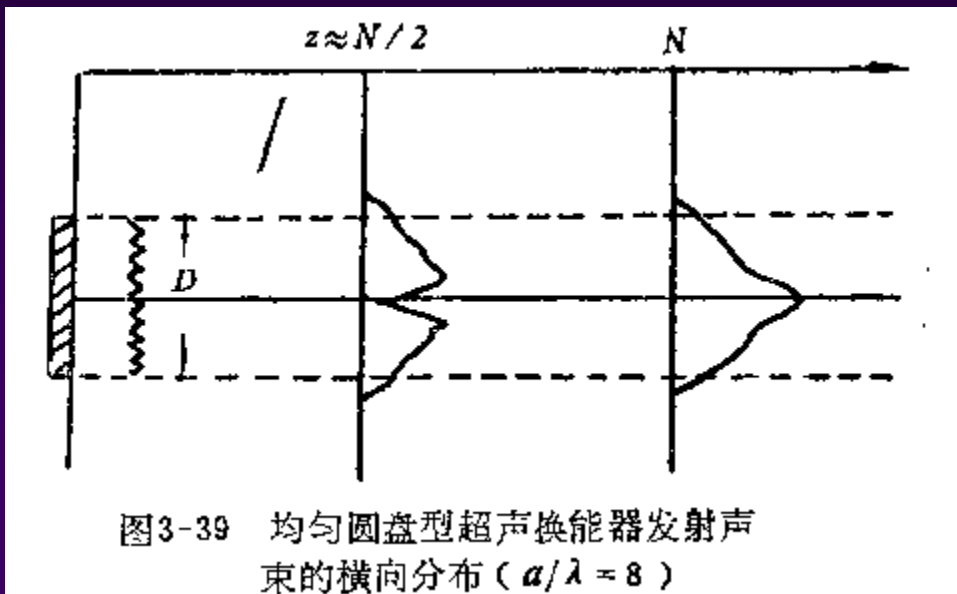


图3-38 均匀平面圆盘超声换能器远场声束指向图案 ($a/\lambda = 5.0$)

- 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；



- 靠近中心轴处声强较强，离开轴线时声强较弱；
- 近处是环状的，远处则接近球面波的波阵面；

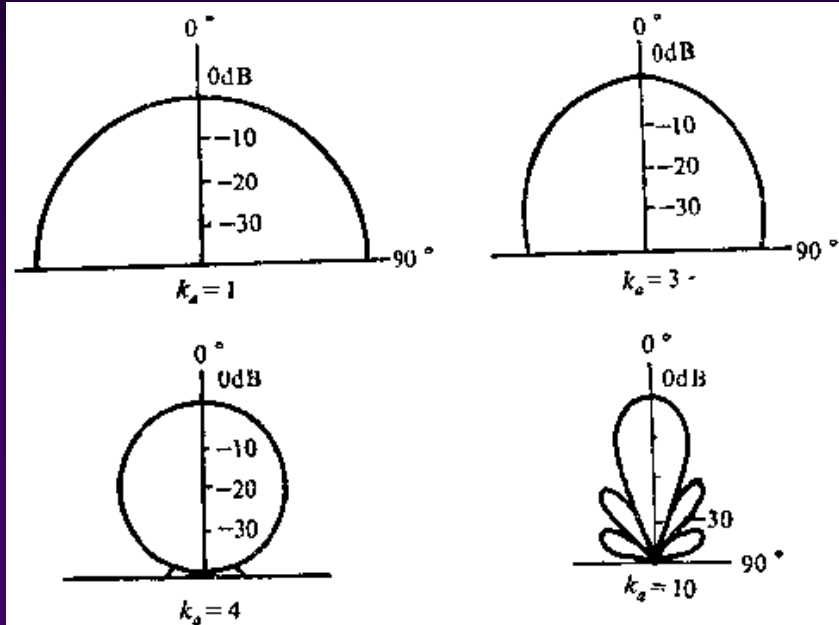


图3-40 不同半径与波长比时的活塞声源指向性图案
 a) $ka = 1$, b) $ka = 3$
 c), $ka = 4$, d) $ka = 10$

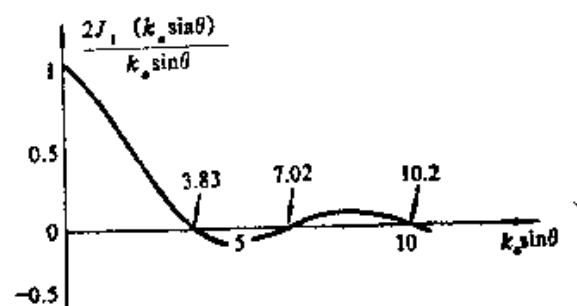


图3-41 均匀圆盘超声换能器的指向性因数

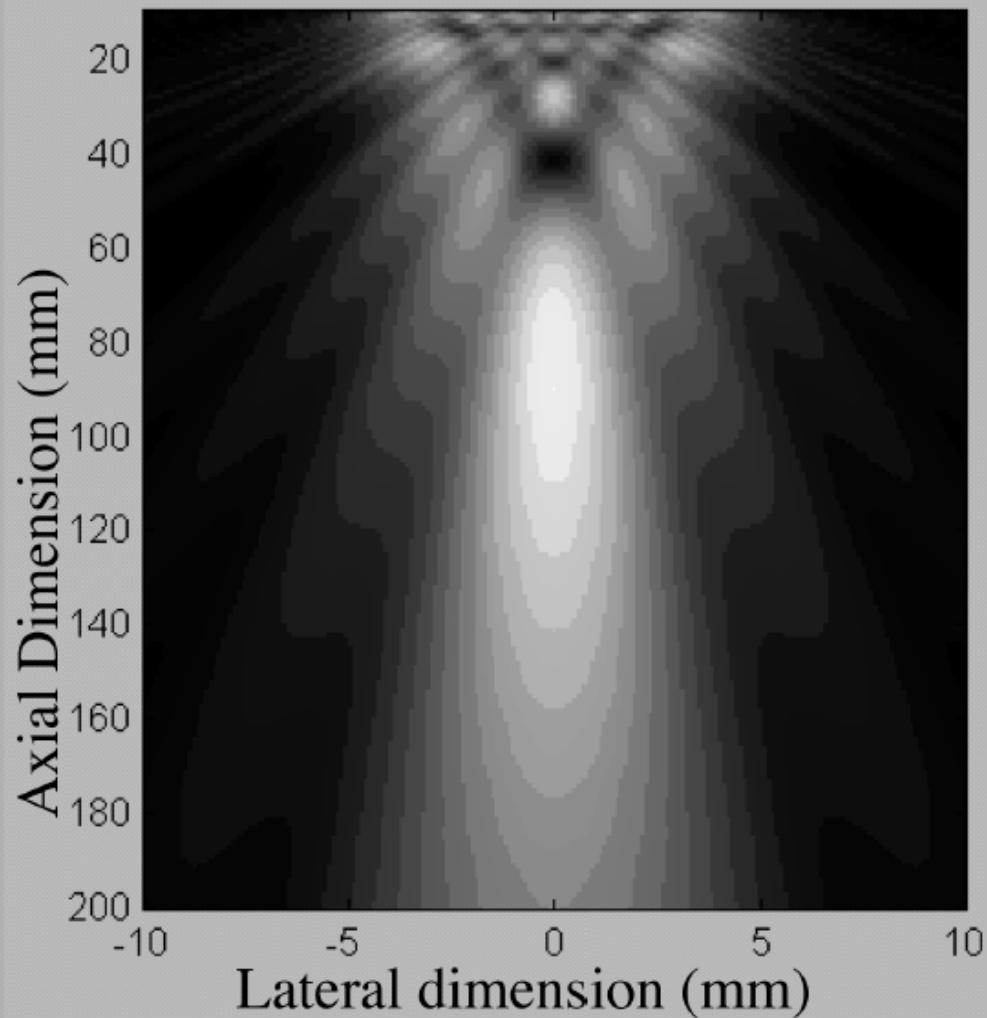


FIGURE 3.17 The pressure amplitude distribution of a single-element transducer with CW excitation.

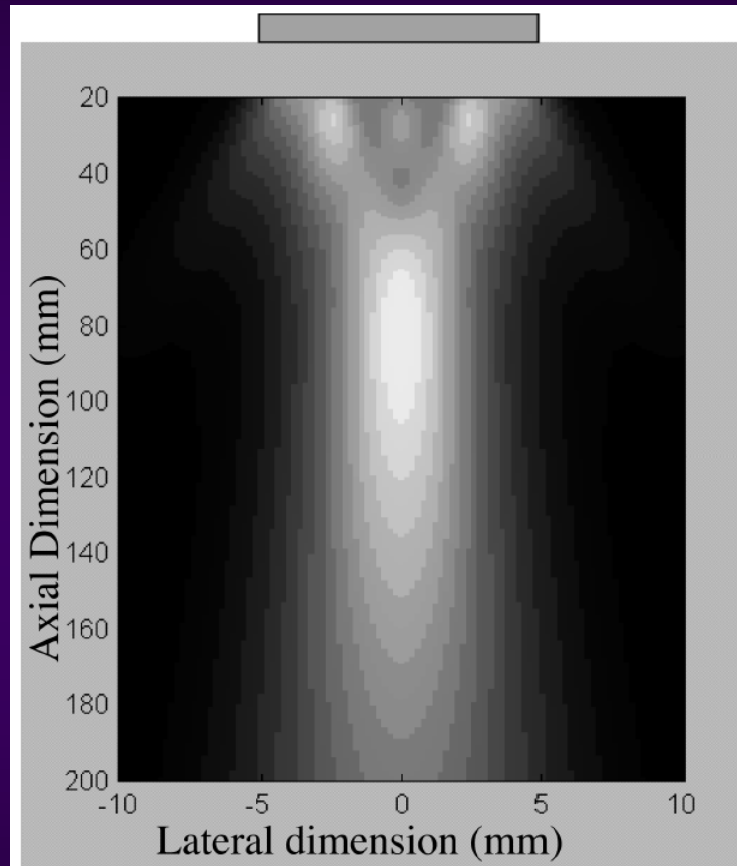
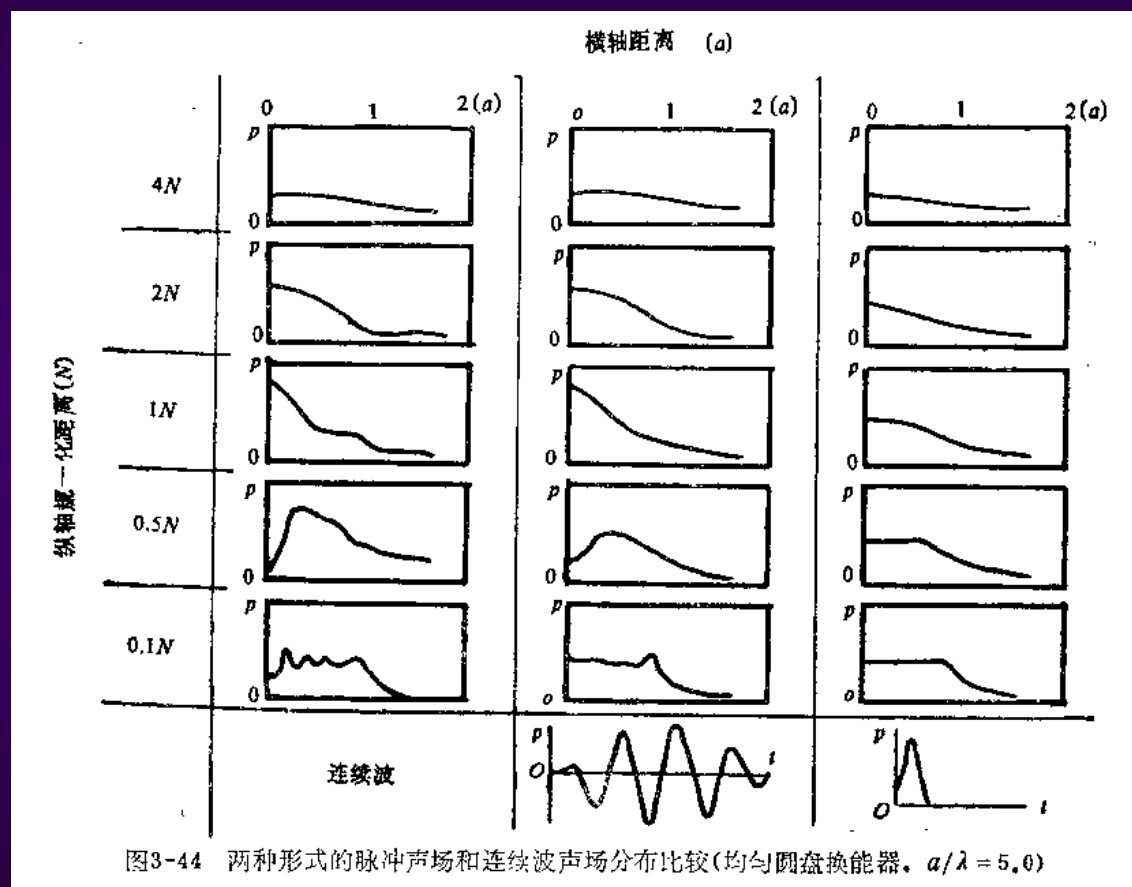


FIGURE 3.19 The pressure amplitude distribution of a single-element transducer with pulsed excitation.

矩形单探头辐射超声场



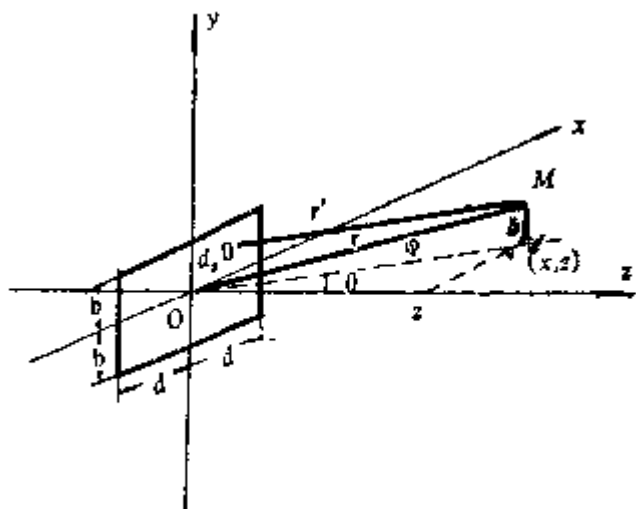


图3-45 矩形声源声场的坐标系

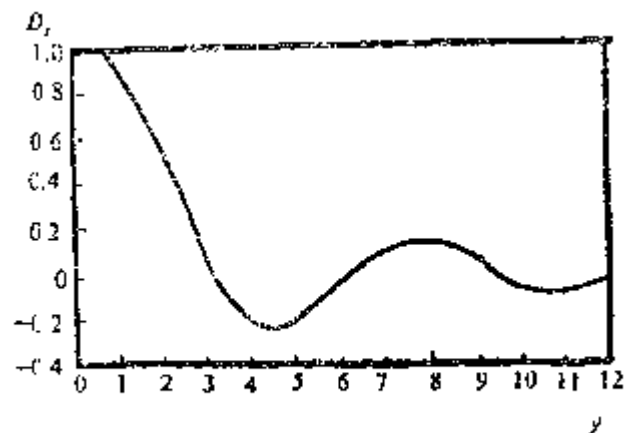
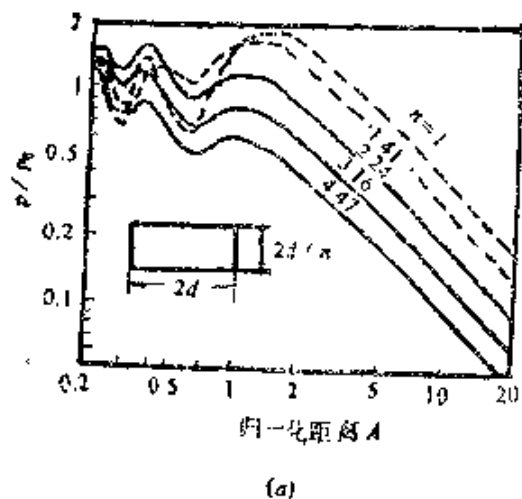
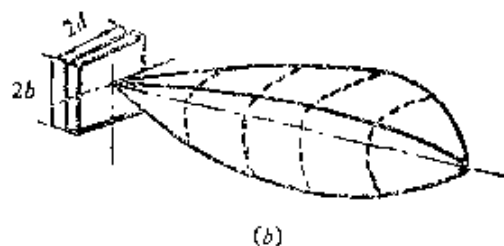


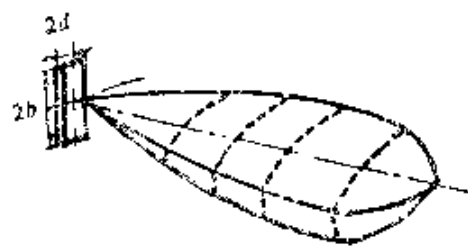
图3-46 矩形源的 D - y 关系图



(a)



(b)



(c)

图3-47 (a)矩形声源轴线声场分布, (b)方形源主瓣形状, (c)矩形源主瓣形状

方形：截面
为圆形的立
方体

矩形：截面
为椭圆形的
立方体

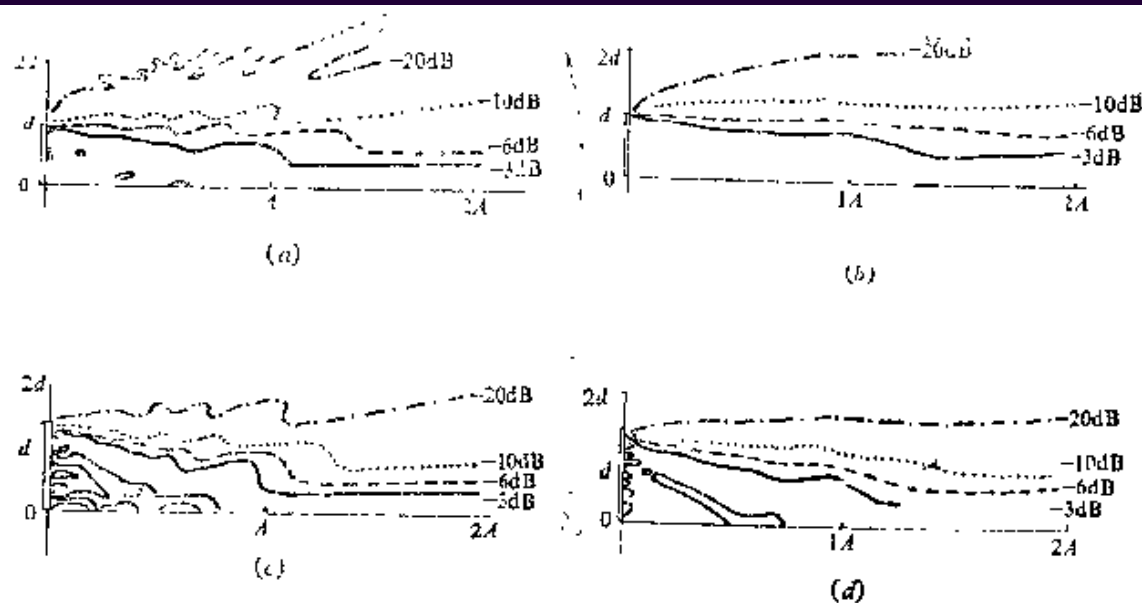


图3-48 方形超声换能器的脉冲超声场 (超声换能器 $\frac{1}{2}$ 边长 $d = 6.7mm$, $f = 2MHz$) $a) n_c = 24$, 经过轴线的垂直截面上声场分布, $b) n_c = 24$, 经过轴线沿对角线截面上声场分布, $c) n_c = 2$, 经过轴线的垂直截面上声场分布, $d) n_c = 2$, 经过轴线沿对角线截面上的声场分布。

矩形多探头辐射超声场

主瓣窄：
加大振元
数 n 和相邻
振元间中
心间距 d

d 过大，副
瓣会增大。

降低频率
可使主瓣
变窄，副
瓣减小但
会使副瓣
角变大特
别是第一
副瓣角变
大。

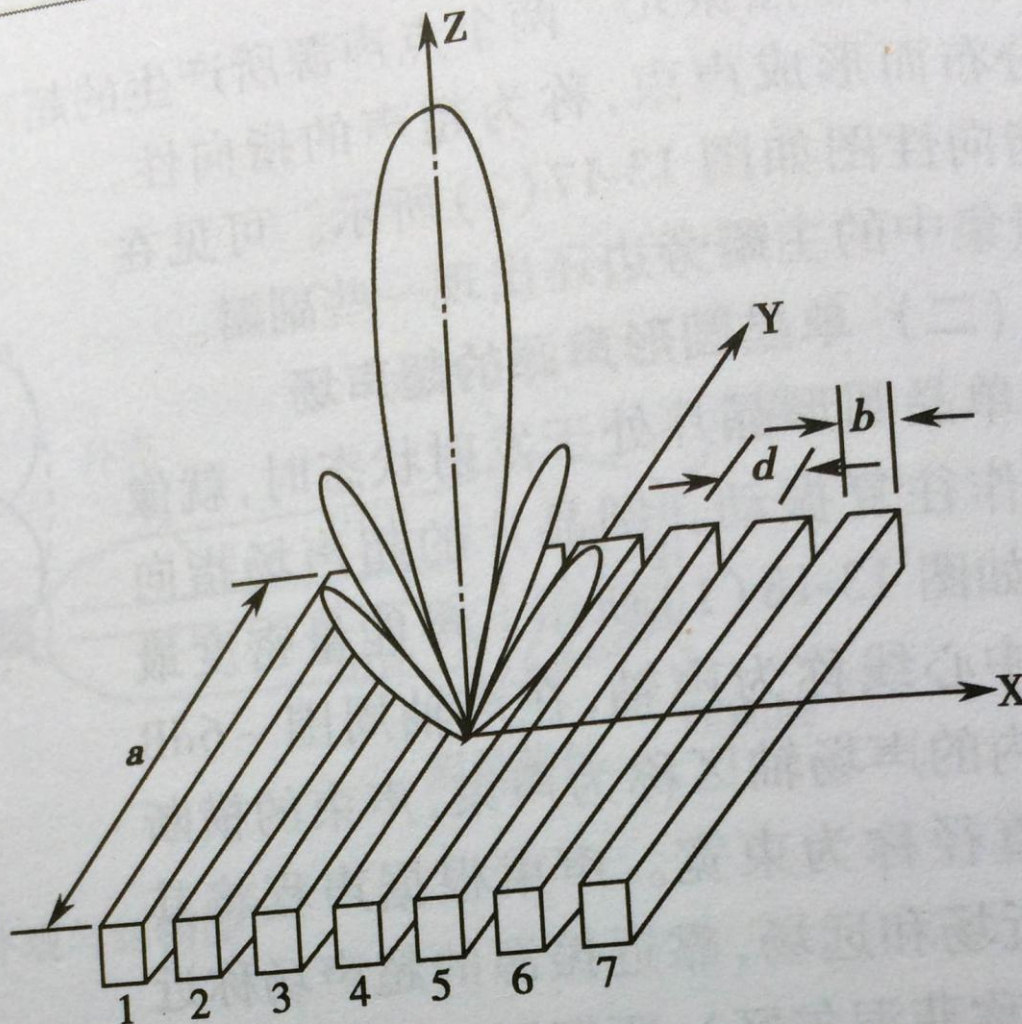


图 13-20 多个矩形振元超声场指向性图

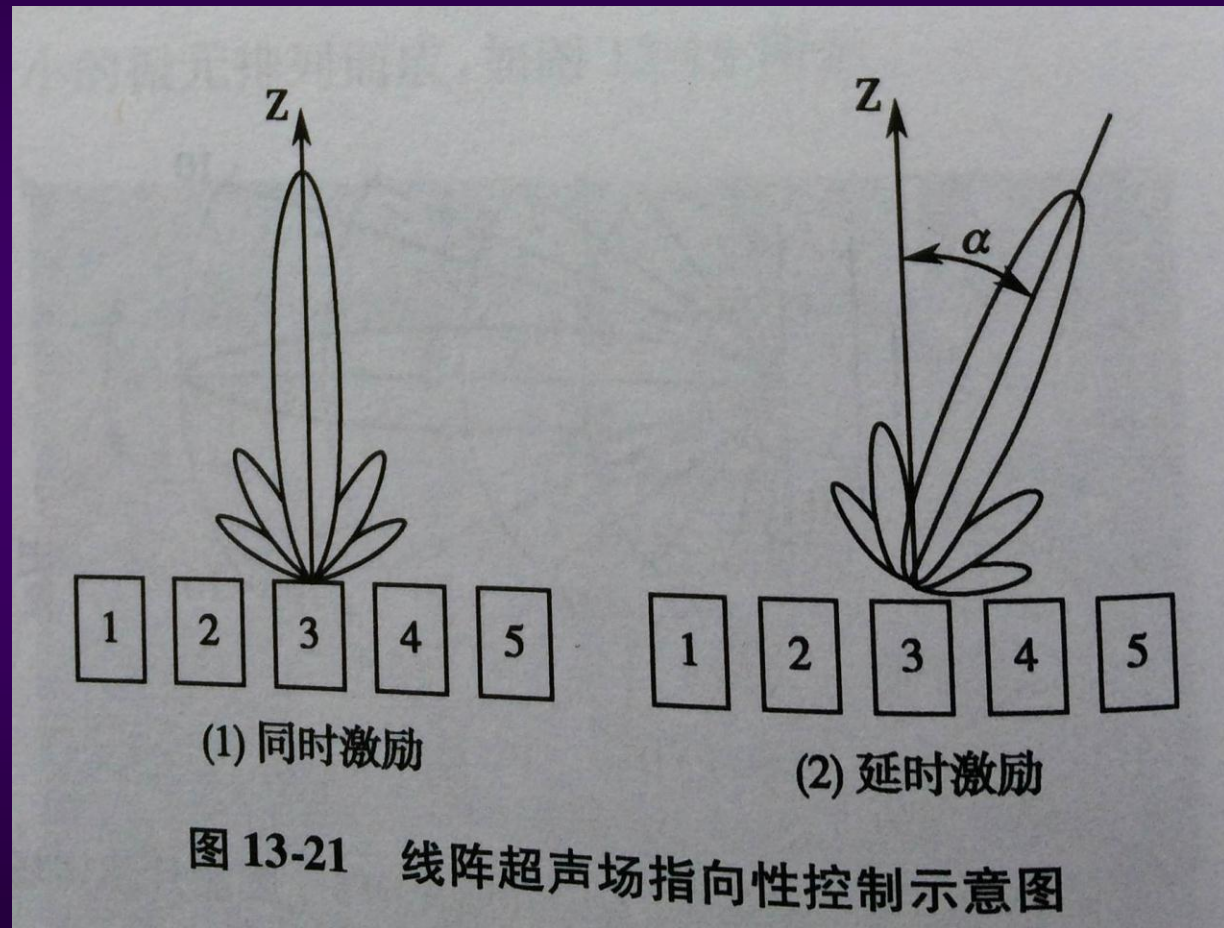
指向性的
改善：

1、聚焦：
声学（ y 方
向）和电
子（ X 方
向），多
点动态聚
焦

2、采用振
元组合发
射方式，
加大每次
发射的振
元数

线阵超声场指向性的控制

线性延时

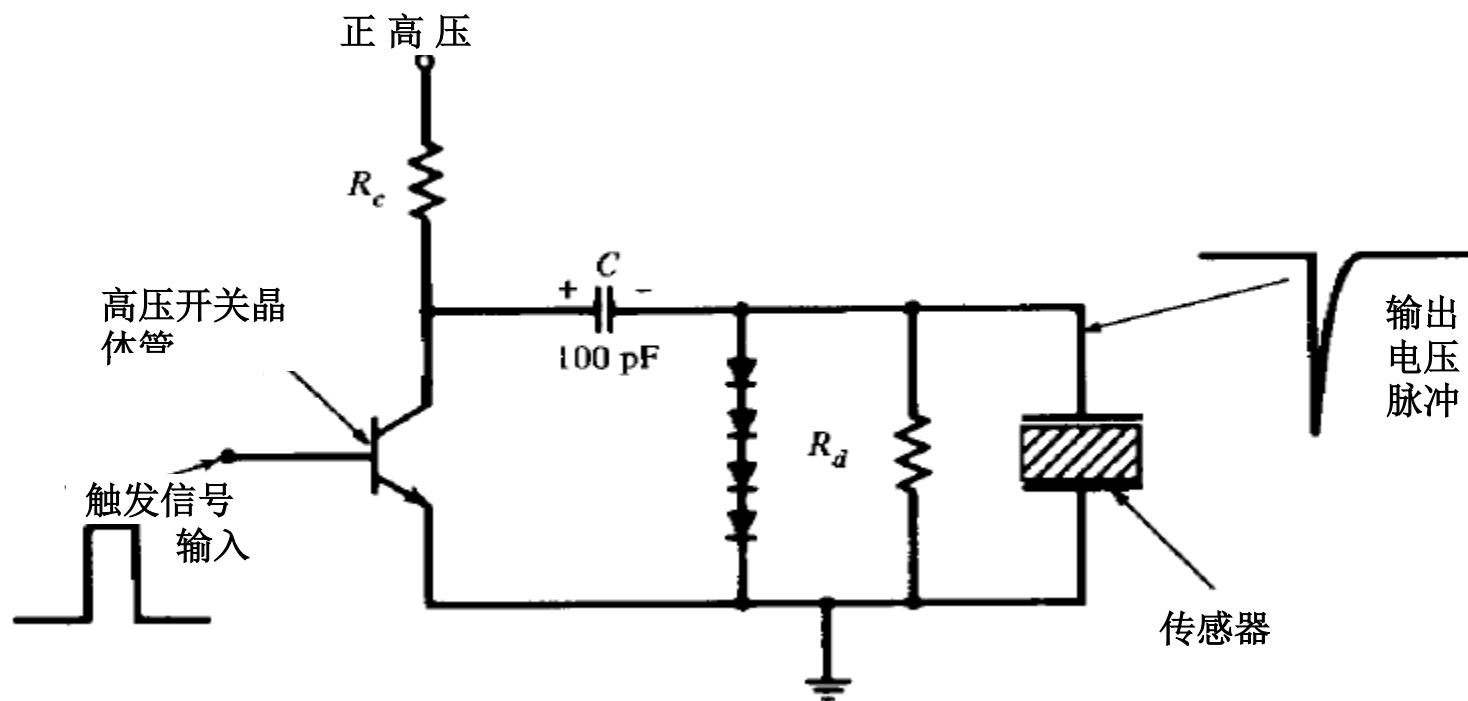


nSIGHT 技术原理 传统超声成像技术发射的声束如同沙漏状（图 1），只能形成固定的焦点——类似于我们日常使用的手电筒，使用时需要根据照射的远近来调节聚焦点获得最佳图像。如果想在更宽的范围内聚焦，就需要设置更多的聚焦点，导致帧频明显降低。因此飞利浦率先推出 nSIGHT 平台这一全新的成像方式，它对传统超声声束进行复杂而精密的计算，将其进行全程聚焦构建出往返的铅笔状声束（图 2），类似将传统光源聚焦成一束高度汇聚的激光束。

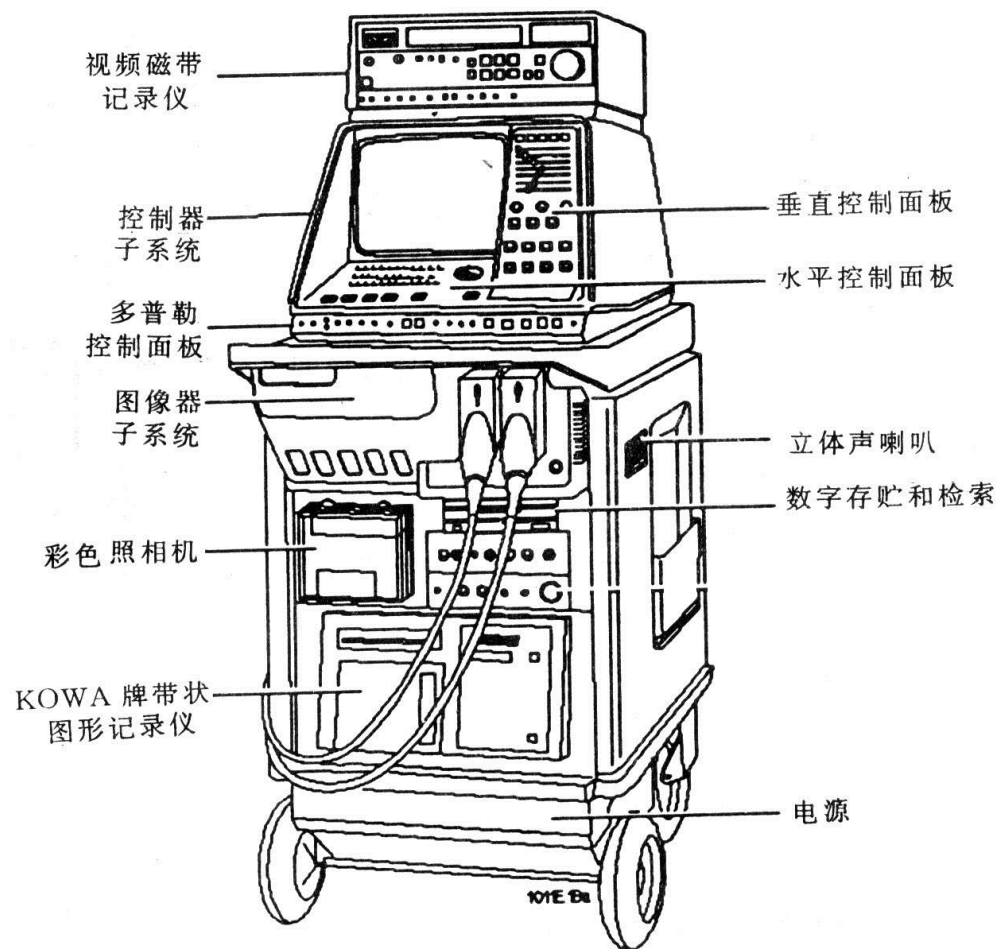


- nSIGHT 技术临床价值
- 传统波束形成器可使回波信号被连续聚焦，而被接收的波束保持在恒定的聚焦。然而发射波束仍只聚焦在固定的深度，因而只能在发射聚焦区附近获得最佳分辨率。在常规的波束形成下，空间分辨率、时间分辨率和组织的均匀性等图像属性是相互制约的，这意味着一个属性的改善会给其它属性带来不利的影响（图 2）。人们往往为了提高图像在某个属性上的性能，而牺牲图像在其它属性上的性能。例如，当用户想以高帧率成像，以显现快速运动的结构或允许探头对患者进行大范围扫描以寻找病理源，那么他们必须接受空间分辨率下降带来的图像质量的损失。而在 nSIGHT 成像平台下实现了时间分辨率、空间分辨率和组织均匀性的不相互制约，从而使用户能够提高各个方面的成像性能而不影响彼此。

触发脉冲，触发震荡



第五节 B型超声基本结构与工作原理



HP SONOS 外型结构

成像：

用荧光屏上可见光图象表示器官组织解剖形状

- 1、成像平面：平行超声束的平面
- 2、成像原理：如何采集探测平面上一点的密度大小，以及相应点的位置坐标。回波时间确定一个坐标，超声束的方向（晶片摆动角度）确定另一个坐标。
- 3、基本组成

实时成像：每秒25幅图象

- 1、扫描：超声照射探测平面的方式或顺序，常见的形状有扇行，矩形，和圆形。
- 2、位置检测器：提取探测面位置坐标的器件

B超的常见类型

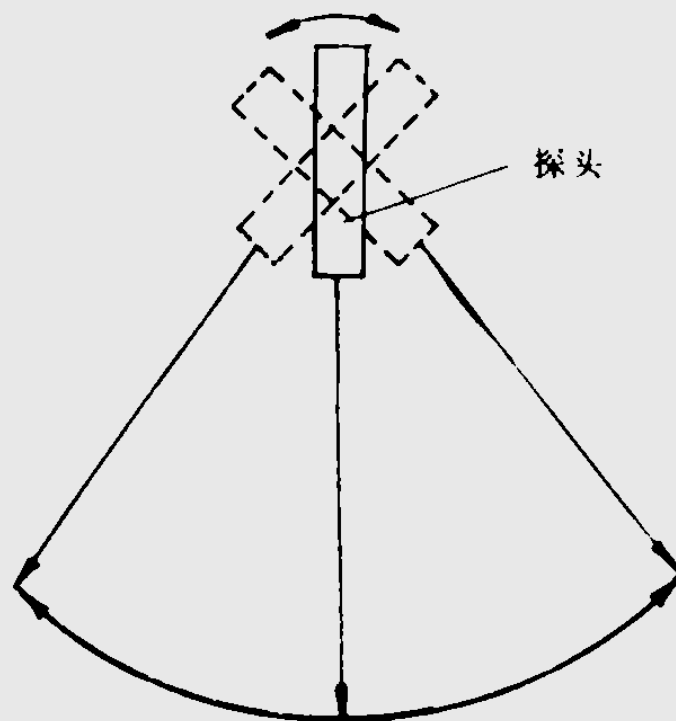
- 静止目标的B型超声成像
- 实时成像B型超声成像仪
- 带DSC的B型超声成像设备
- 带计算机的B超设备

声驱动方式	声束扫查方式	聚焦方式	成像速度	体表/经体腔
机械	矩形	几何聚焦	非实时	体表
机械	扇型	几何聚焦	实时	体表
机械	径向	几何聚焦	实时	体腔
电子	线阵	电子聚焦	实时	体表
电子	凸阵	电子聚焦	实时	体表
电子	相控阵	电子聚焦	实时	经体腔

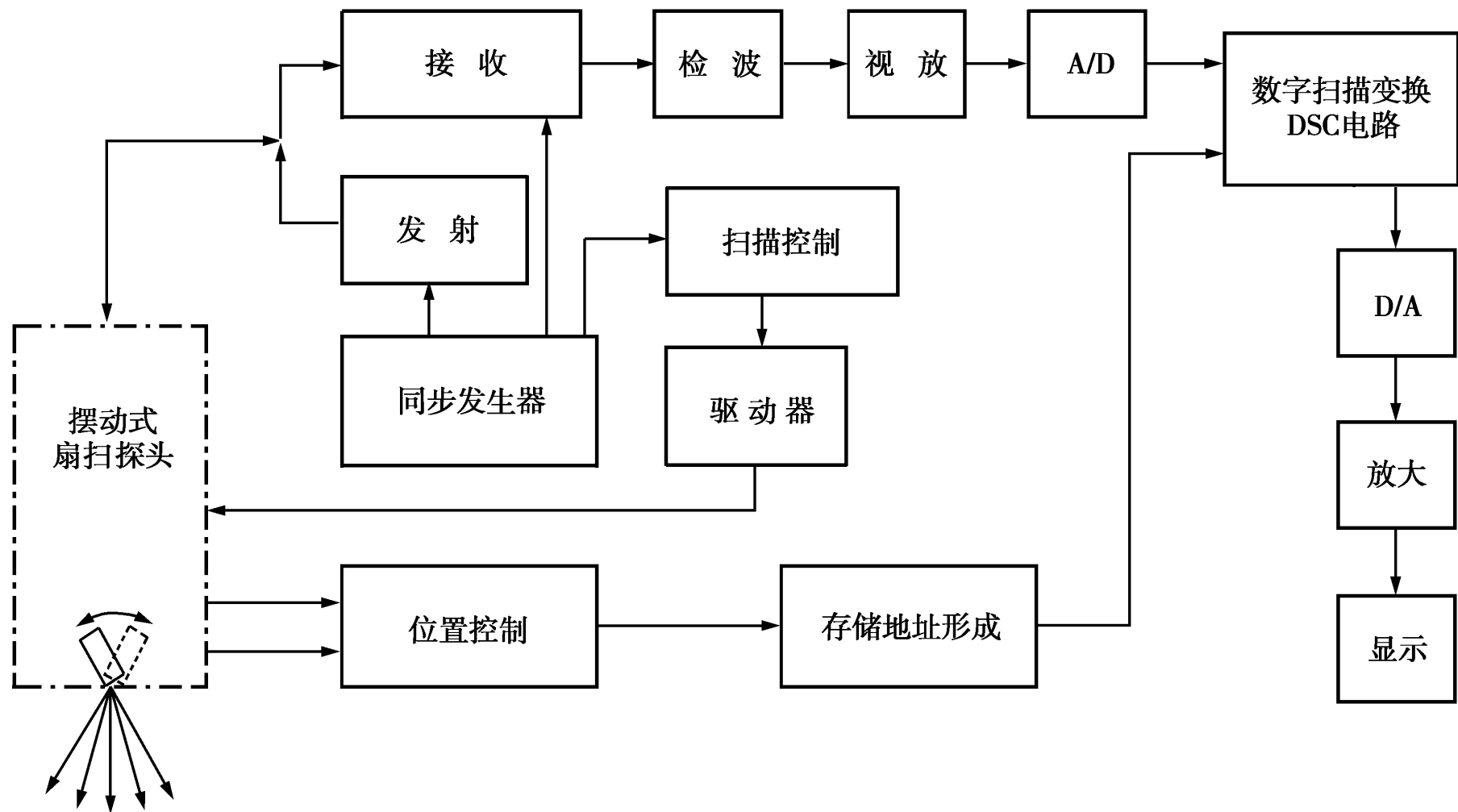
一、机械扇形扫描B超仪

- 超声波束以扇形方式扫查，可以不受透声窗口窄小的限制而保持较大的探查范围。
- 产生高速机械扇形扫描，通常采用的方法有两种：单振元摆动法；风车式多振元（三个或四个晶体换能器）旋转法。

- 摆动式扇扫B超仪
 - 摆动式扇扫B超仪探头利用直流电机或步进电机驱动，通过凸轮、曲柄、连杆机构将电机的旋转运动转换为往返摆动，从而带动单个晶体换能器在一定角度($30^{\circ} \sim 90^{\circ}$ 之间)范围内产生扇形超声扫描。

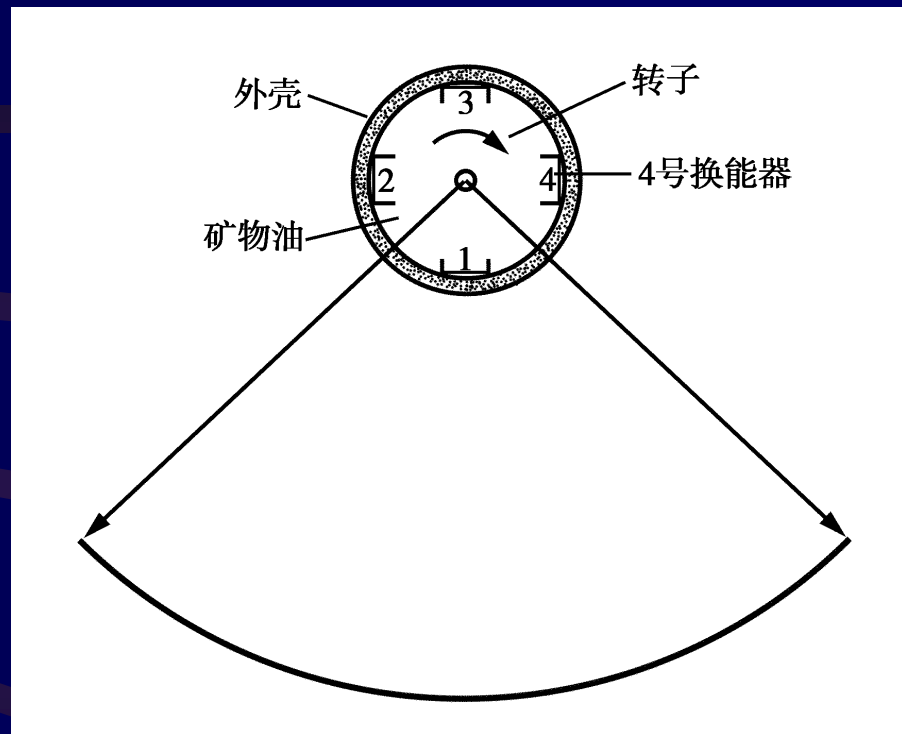


摆动式扇扫示意图



- 旋转式扇扫B超仪

- 采用4个（或3个）性能相同的换能器，等角度安放在一个圆形转轮上，马达带动转轮旋转，每个换能器靠近收发窗口时开始发射和接收超声波，各换能器交替工作。



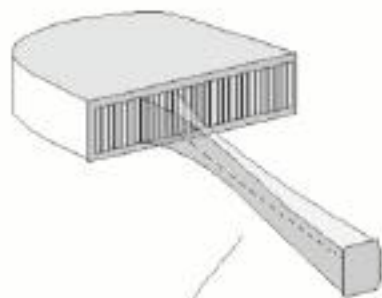
旋转式探头，扫描均匀，噪声和振动小，寿命远比摆动式长。

二、高速电子线形扫描B超仪

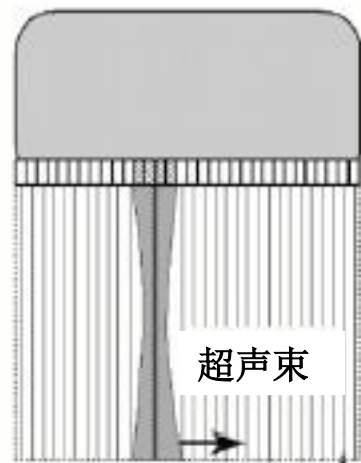
- 将多个声学上相互独立的压电晶体成一线排列称作线阵，用电子开关切换接入发射/接收电路的晶体，使之分时组合轮流工作，如果这种组合是从探头的一侧向另一侧顺序进行的，每次仅有接入电路的那一组被激励，产生合成超声波束发射并接收，即可实现电子控制下的超声波束线性扫描

线性阵列：方形的视野

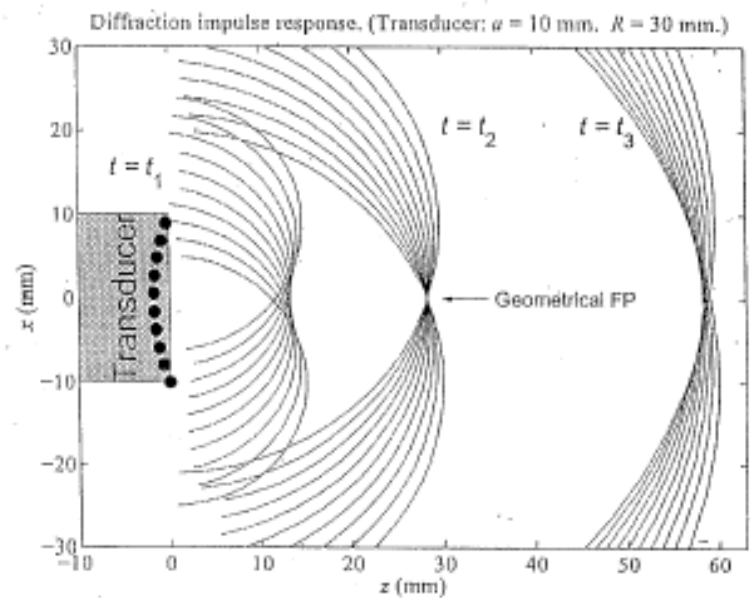
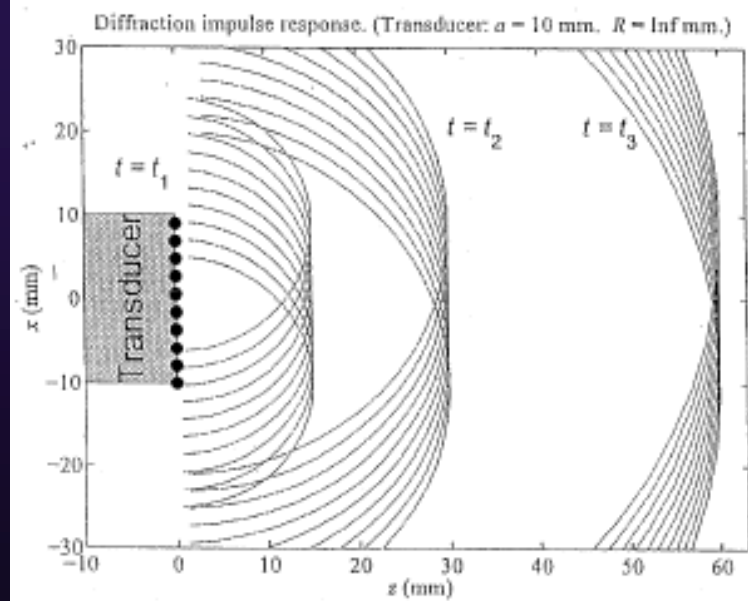
曲线阵列：扇形的视野



一道数据



一道数据



电子线阵

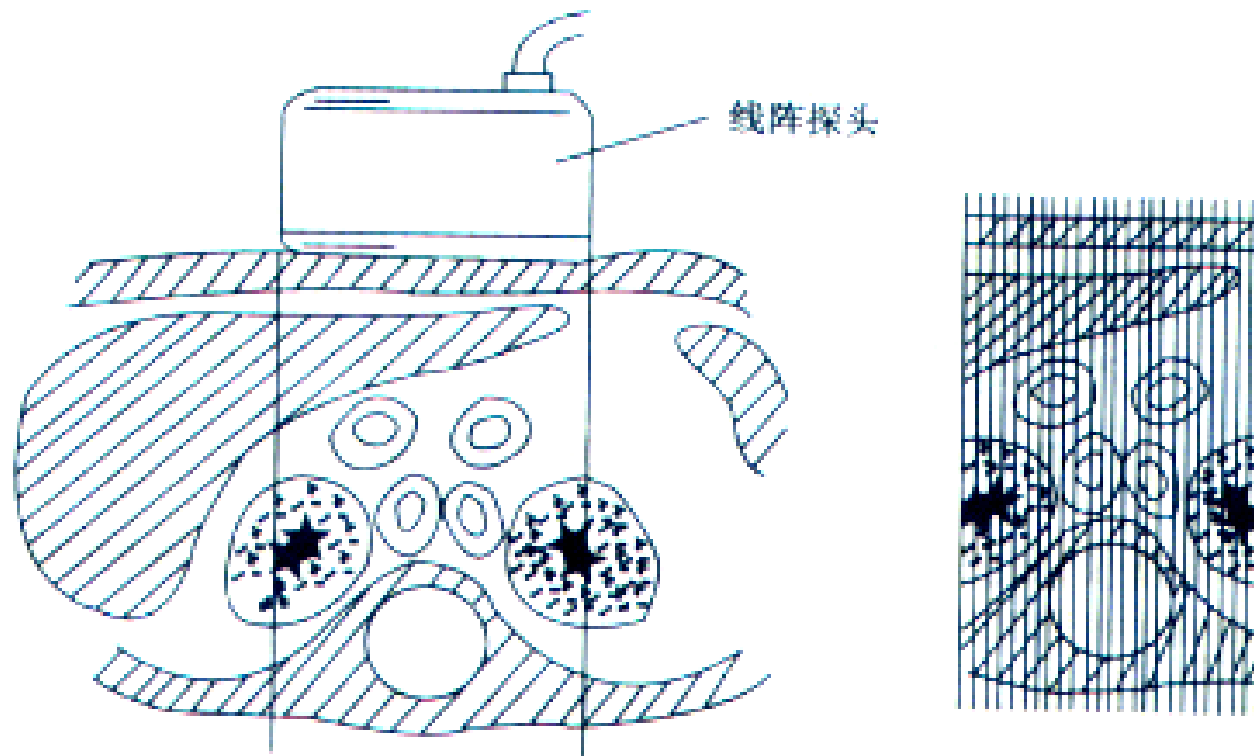
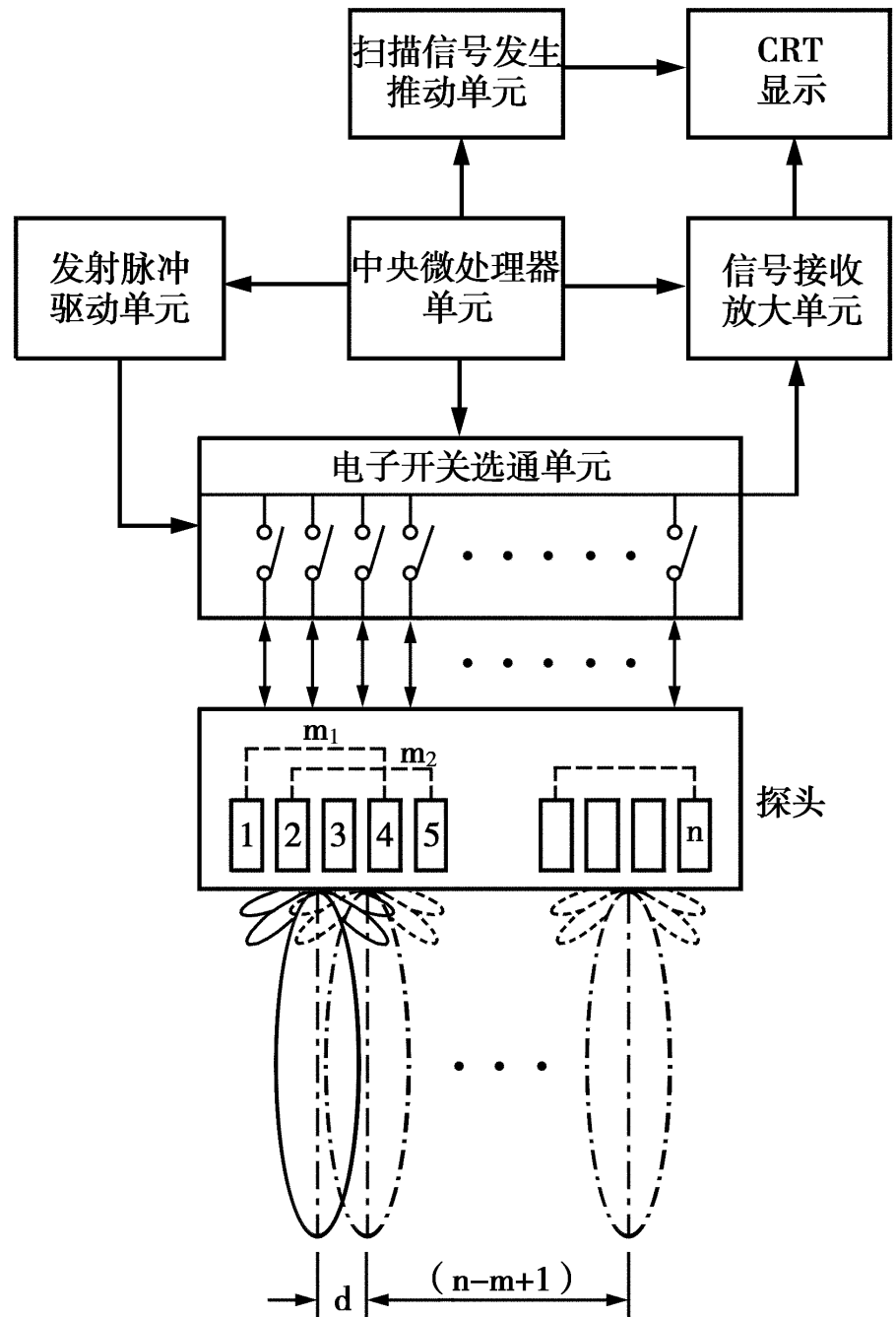
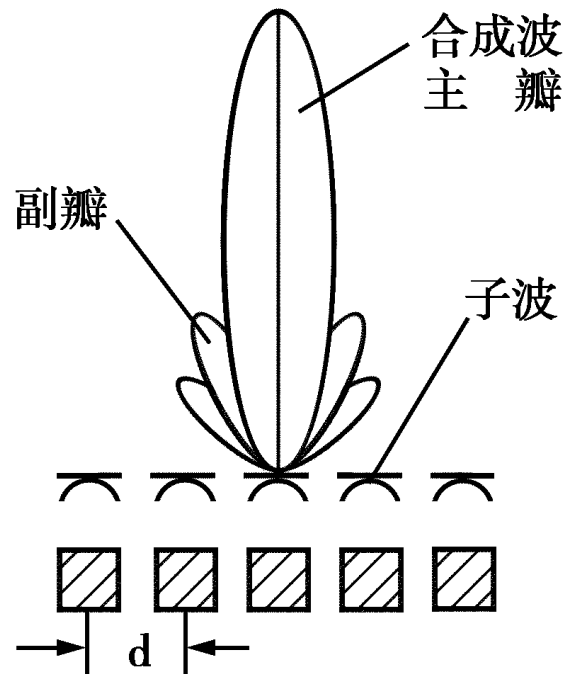
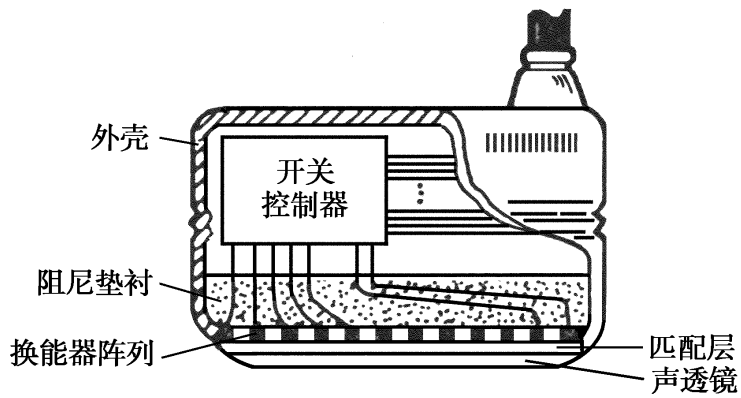


图 7-18 腹部线阵扫描断层图像

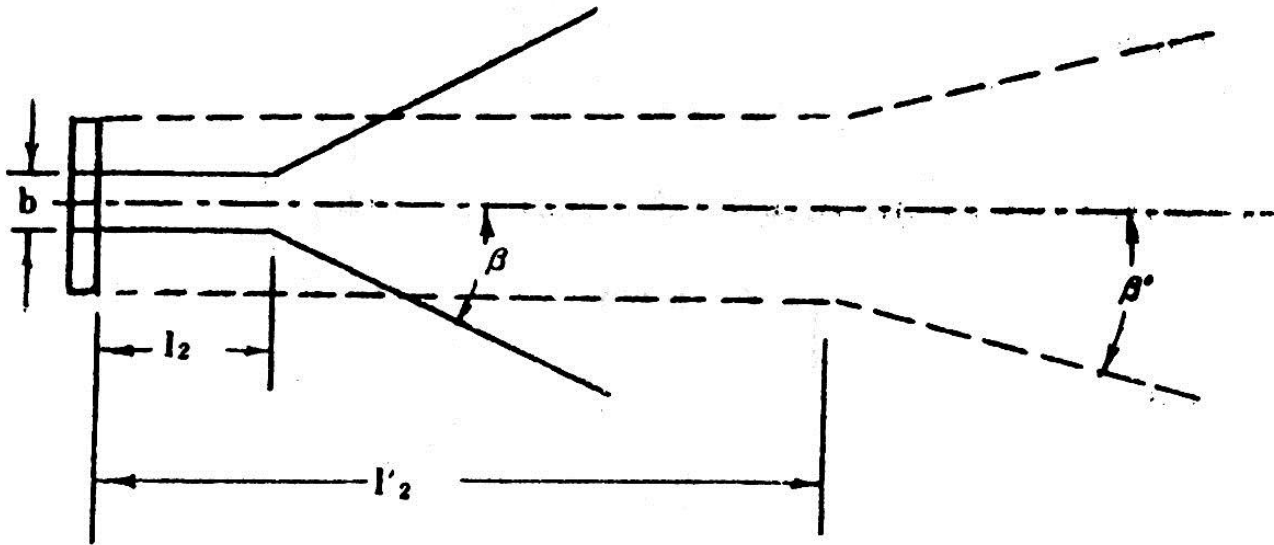


1. 多振元组合发射的意义

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：

增加近场、增大面积、提高分辨率、灵敏度

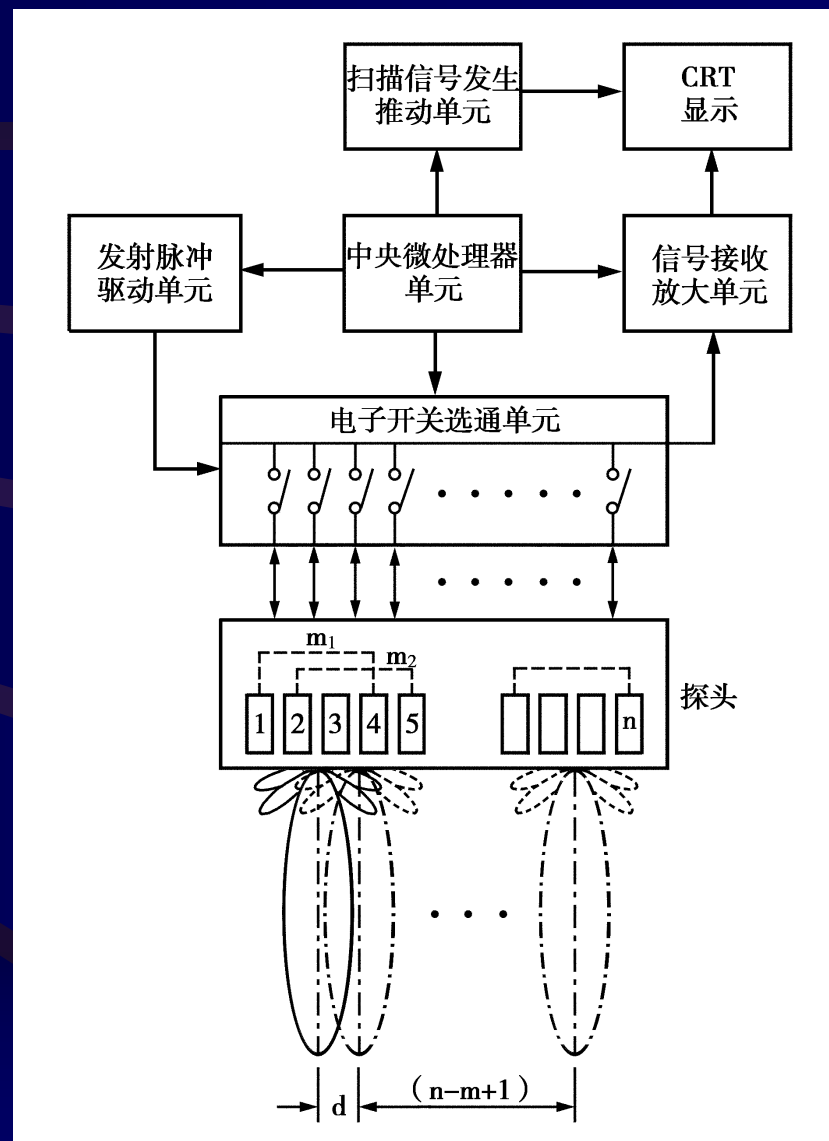


合成波束

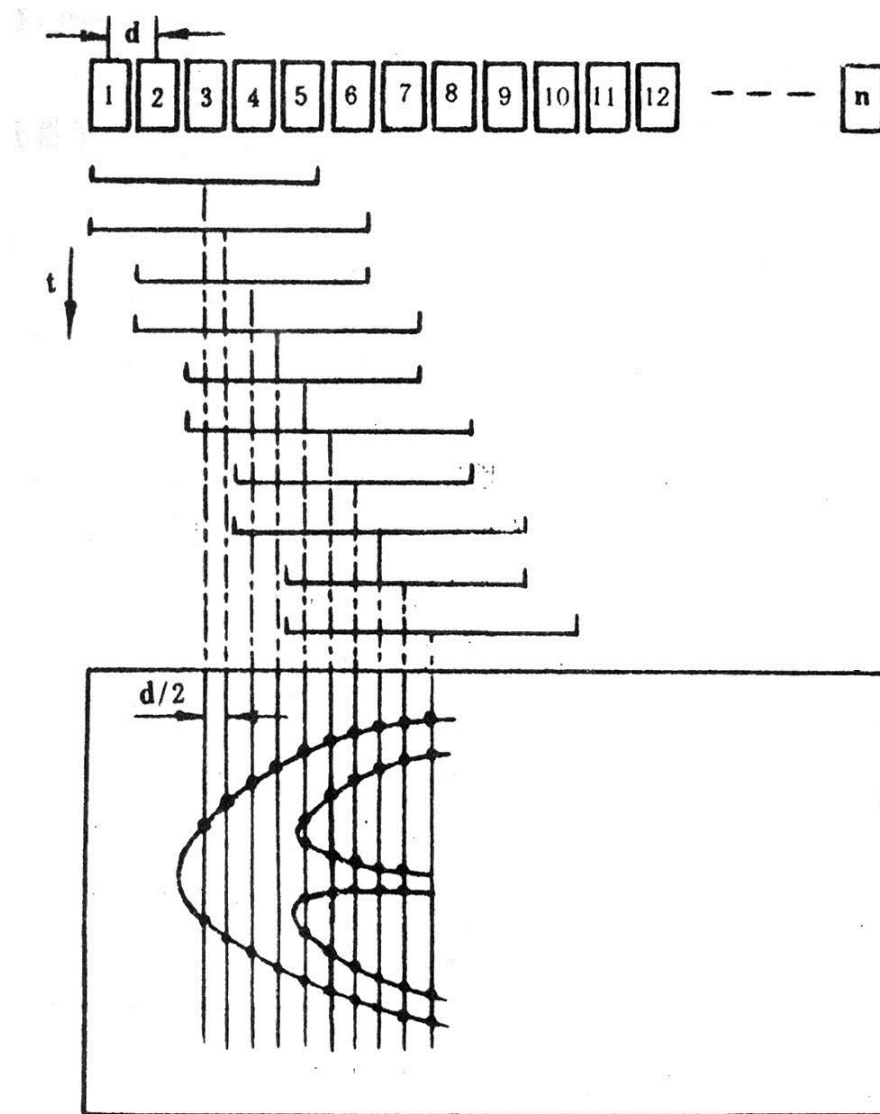
振元等效宽度 b 的加大，既使波束的近场区增加，也可以提高远场的分辨率、灵敏度。

2. 超声波束的扫描

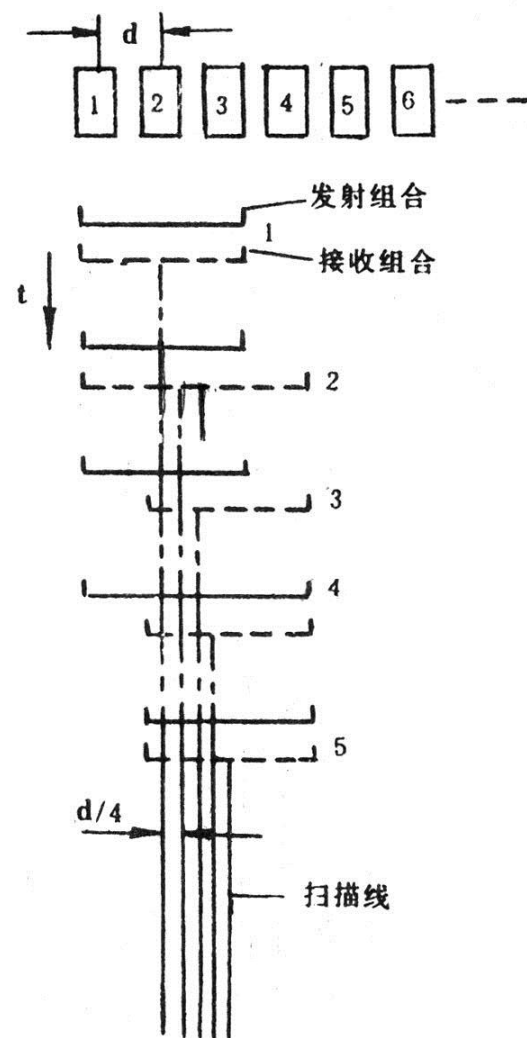
■ 组合顺序扫描



组合间隔扫描



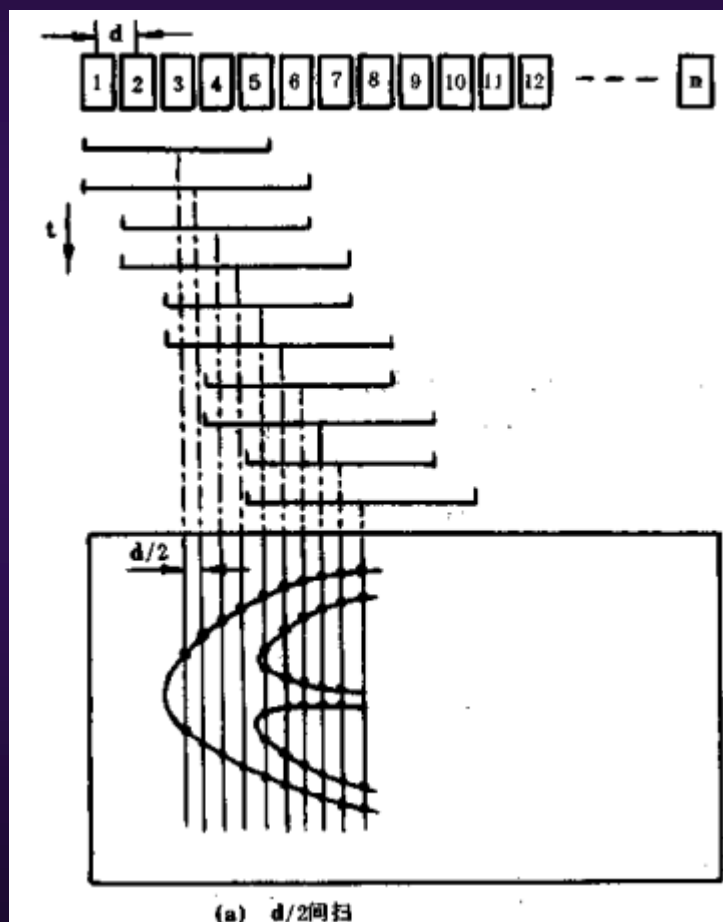
$d/2$ 间隔扫描



$d/4$ 间隔扫描

第一次	振元 1~5 发射、接收	波束位于振元 3 中心	} 波束位移 $d/2$
第二次	振元 1~6 发射、接收	波束位于振元 3、4 中间	
第三次	振元 2~6 发射、接收	波束位于振元 4 中心	
第四次	振元 2~7 发射、接收	波束位于振元 4、5 中间	
⋮			⋮
第 n 次	振元 $(n-5) \sim n$ 发射、接收	波束位于振元 $n-2$ 振元中间	

1/2d间隔扫描

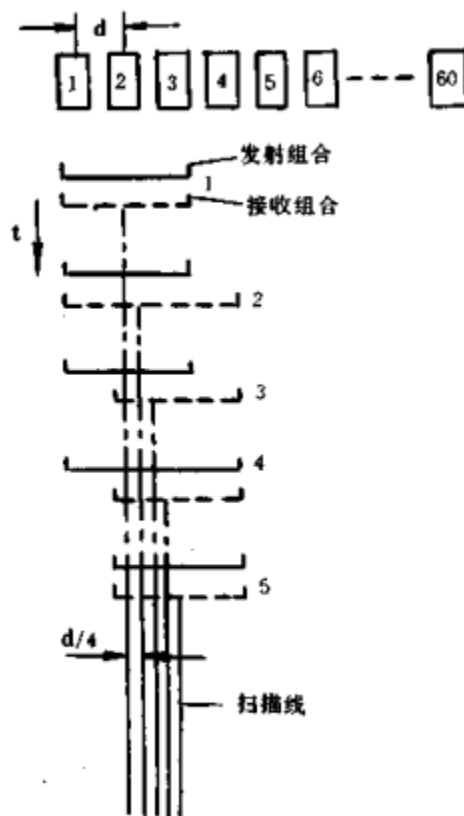


(2) $d/4$ 间隔扫描

当采用 $d/4$ 间隔扫描方式工作时,两次扫描波束位移仅为 $d/4$,因此,线密度相比组合顺序扫描提高了四倍,图象质量可望进一步改善,其扫描工作原理如图 4-2(b)所示。

第一次	振元 1-3 发射、接收	接收波束位于振元 2 中心	} 波束位移 $d/4$
第二次	振元 1-3 发射、1-4 接收	接收波束位于振元 2-3 间 $d/4$ 处	
第三次	振元 1-3 发射、2-4 接收	接收波束位于振元 2-3 间 $d/2$ 处	} 波束位移 $d/4$
第四次	振元 1-4 发射、2-4 接收	接收波束位于振元 2-3 间 $3d/4$ 处	
第五次	振元 2-4 发射、2-4 接收	接收波束位于振元 3 中心	} 波束位移 $d/4$
⋮	⋮	⋮	

与 $d/2$ 间扫不同的是,每次发射和接收振元的分组并不一定相同,因此,收发控制电路工作相对复杂一些。

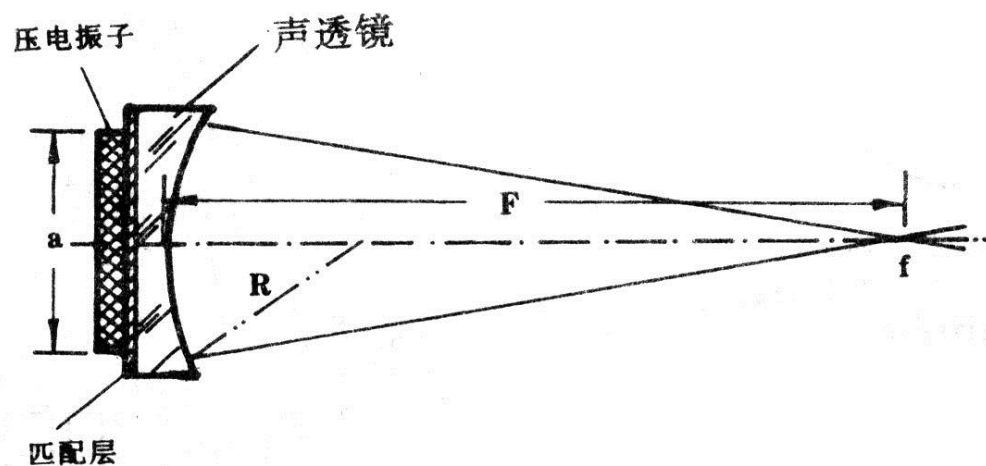


(b) $d/4$ 间扫

3. 超声波束的聚焦

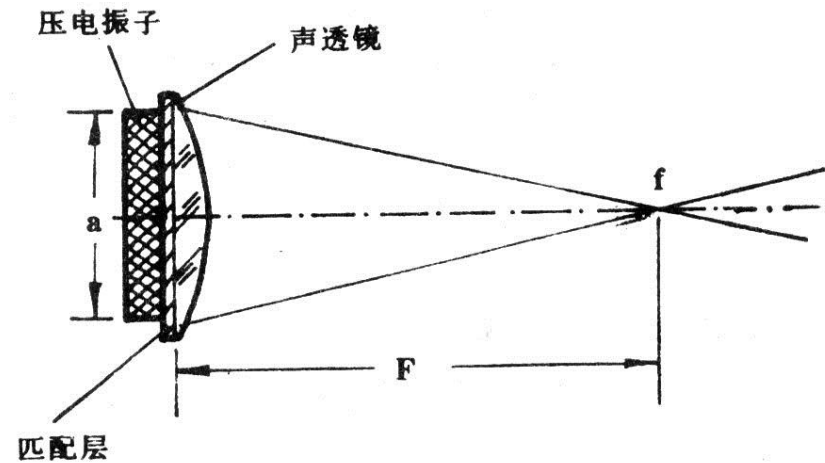
增强波束的穿透力和回波强度
分为声学聚焦 和电子聚焦

■ 声学聚焦



振元声透镜聚焦原理

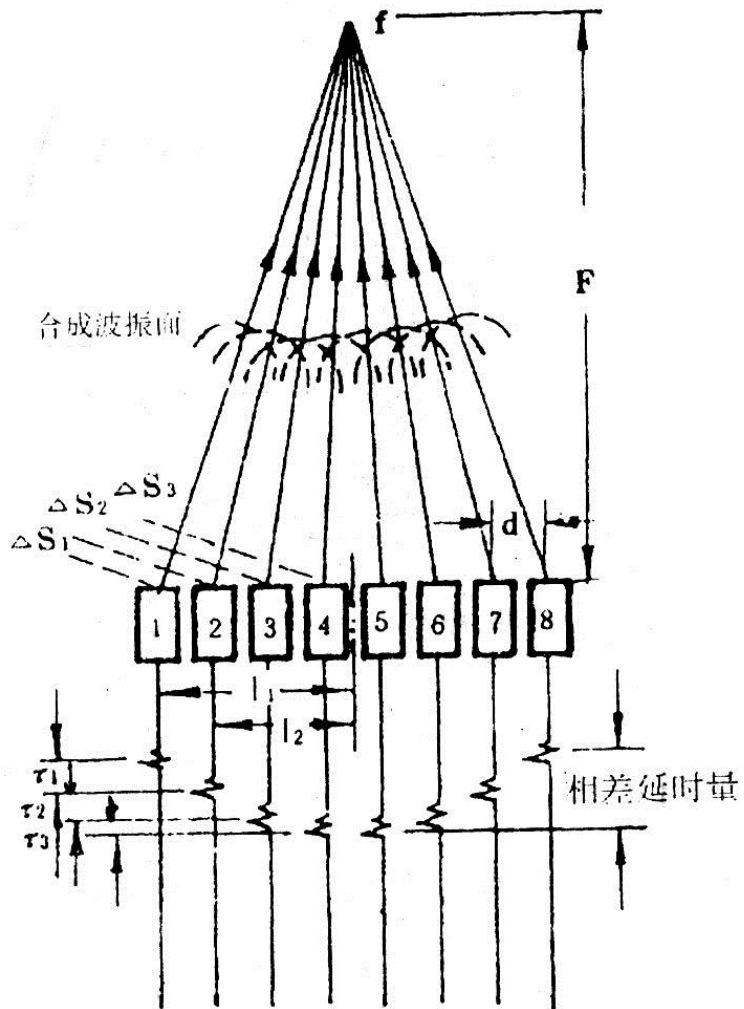
声透镜中心部位的厚度应为透镜中超声波半波长的整数倍。



平凸形声透镜聚焦原理

■ 电子聚焦
即对各振元采用
延时激励

利用电控延时激励触发脉冲可以使发射声束在设定区域内会聚增强，声束变窄，从而提高横向分辨力；

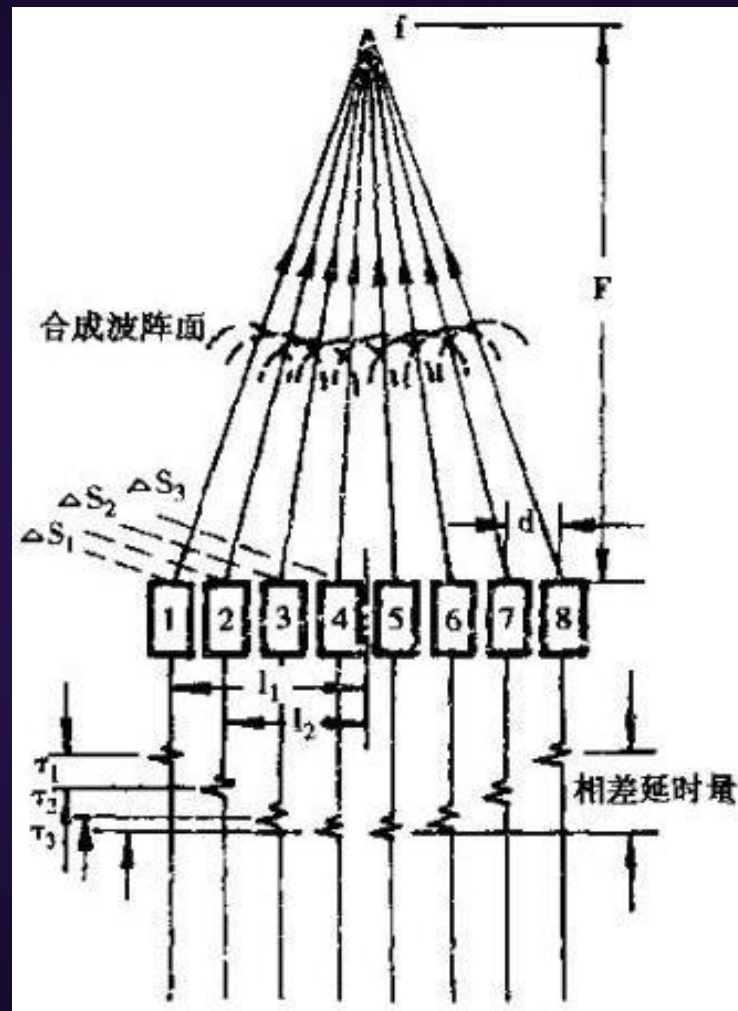


发射电子聚焦

电子聚焦

① 发射电子聚焦

- a) 定焦点聚焦：在固定一个焦点的聚焦技术中，通过一定的延迟状态控制各个发射阵元的工作顺序，使产生的声束在某一地方最窄。只要各个延迟线的状态保持不变，则产生的声束的焦平面位置不随时间改变，属电子静态聚焦技术。这种方式只能使图像的某一部位的分辨率提高。



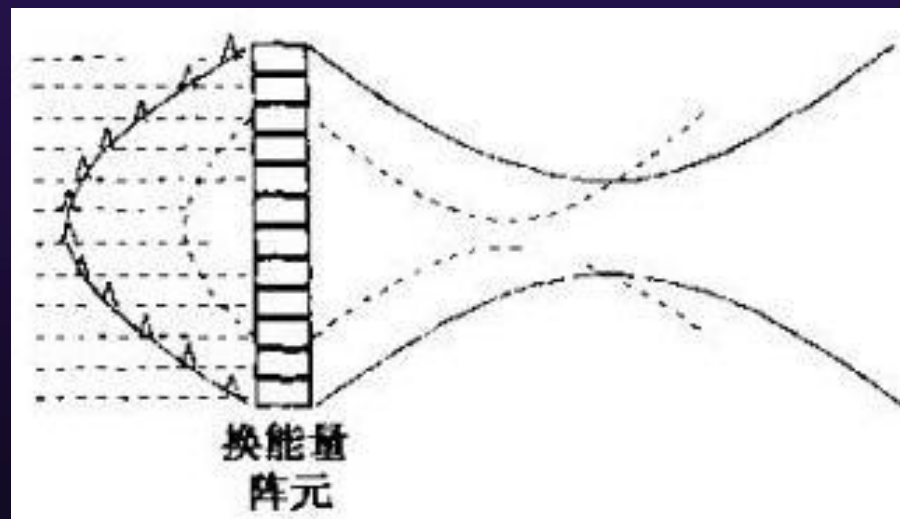
b) 可变孔径聚焦

根据的原理是：小孔径（直径）的探头对近距离容易聚焦，对远距离则声束发散，而大孔径的探头则反之。具体做法是将一帧图像分为 N 个距离段，在不同的距离段时，电子开关控制不同数目的阵元进行工作，在近距离段，工作的阵元数目少，即孔径小；随着距离段的增大，工作的阵元数目也相应增多，即孔径大。将各距离段聚焦的图像组合在一起，就形成了一幅各距离段均聚焦的图像。但这种技术形成一条声线需过多时间，不利于实时显示。

◆不同深度，不同的焦距；

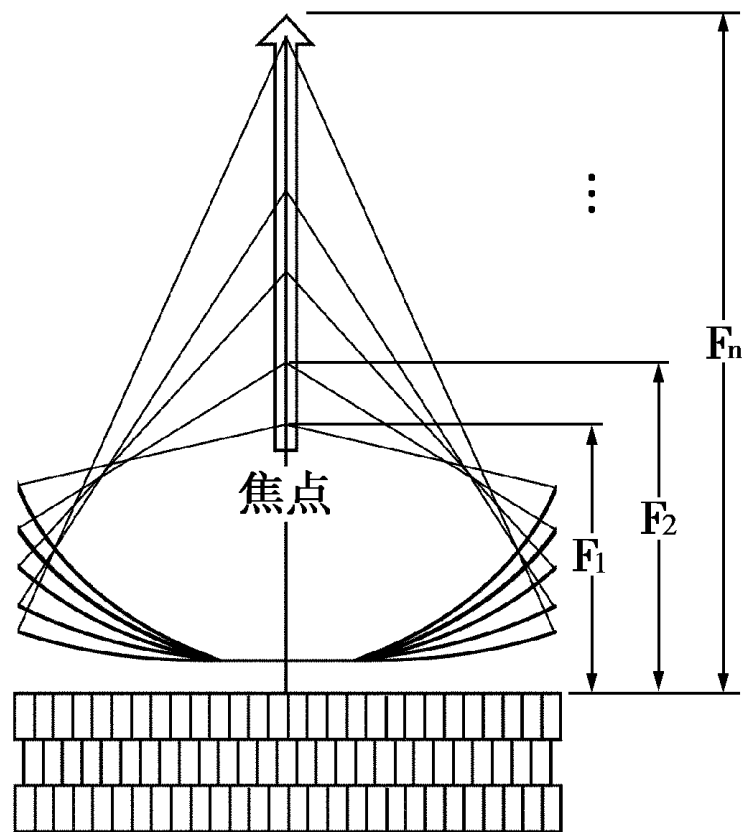
◆对运动慢的腹部器官图像显示十分有用；

◆对快速运动器官不适用；



■ C)、动态电子聚焦

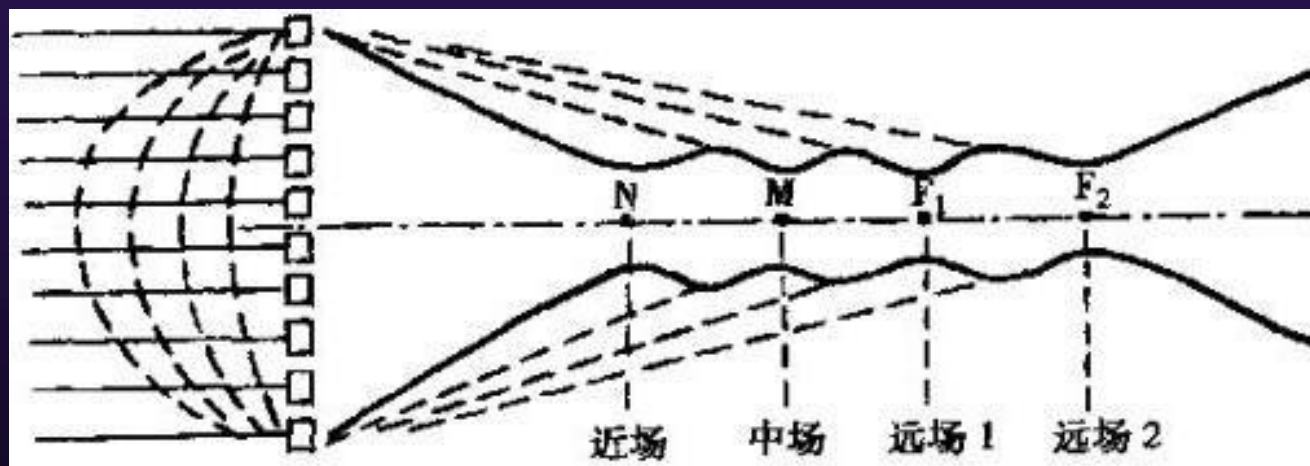
实时动态聚焦也是电子聚焦的一种，不同之处是，多点动态聚焦的焦点不是固定的，而是通过改变发射激励脉冲的相位延时量，使在波束同一轴线（Z）方向上实现多点聚焦发射。

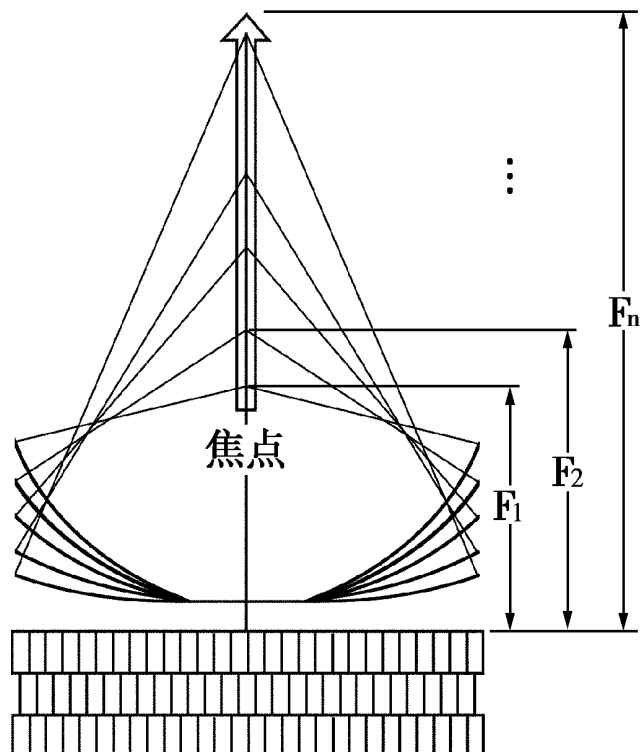


(c) 实时电子动态聚焦

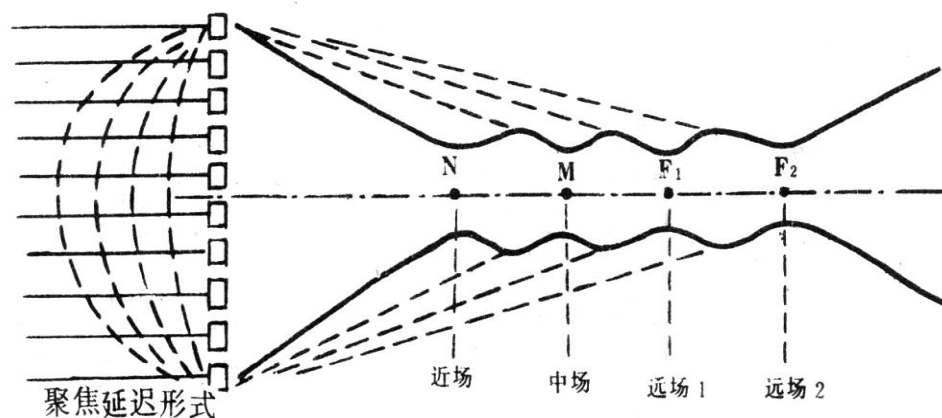
c) 动态聚焦

在动态聚焦技术中，工作的探头阵元数目在各个距离段都是保持不变的，只是通过改变各个阵元延迟电路的延迟时间，以达到声束的焦平面位置随时间而改变在不同距离段的的聚焦。实用中发射时只有一个焦点，即将整个接受响应距离分为极端聚焦呈跳跃式的，使全程接受距离上的组合波束有较小的直径。这样即提高了成像质量，又保证了图像的帧频不会下降。

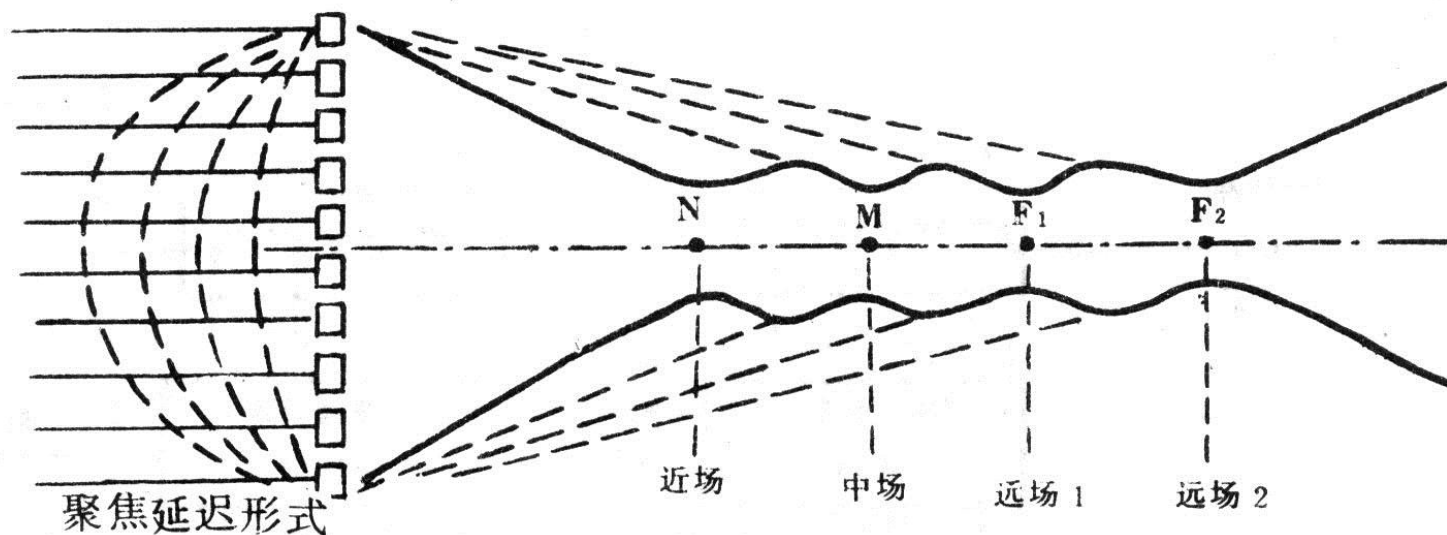




发射激励脉冲的相位延时量，使在波束同一轴线（Z）方向上实现多点聚焦发射，并通过数字扫描变换器对几次不同焦点发射所获得的回波信息分段取样处理。



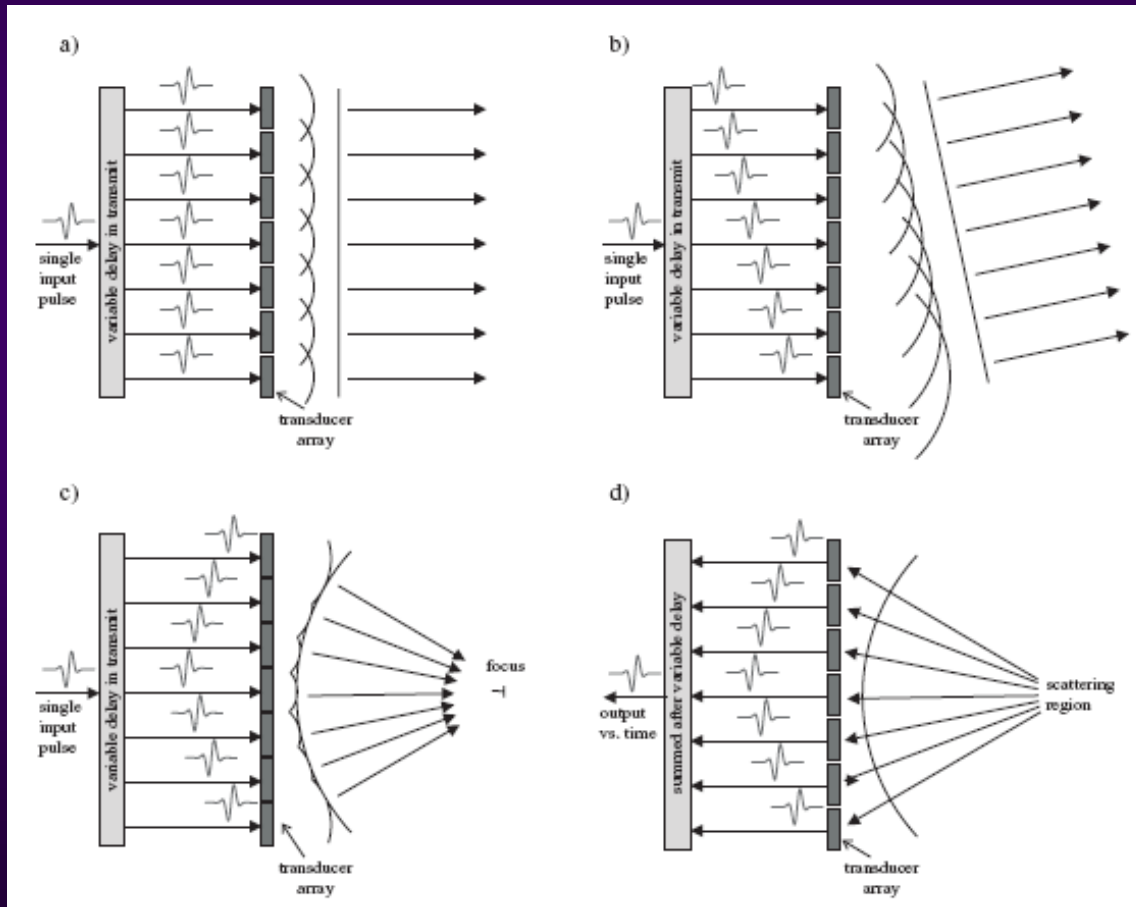
全深度分段动态电子聚焦示意图



全深度分段动态电子聚焦示意图

- ◆宽频带探头;
- ◆可以同时接受不同频率;
- ◆可变带通滤波器;

只要控制各个晶片的相位就可以即偏转
(指向性) 又可以聚焦



nSIGHT 技术原理 传统超声成像技术发射的声束如同沙漏状（图 1），只能形成固定的焦点——类似于我们日常使用的手电筒，使用时需要根据照射的远近来调节聚焦点获得最佳图像。如果想在更宽的范围内聚焦，就需要设置更多的聚焦点，导致帧频明显降低。因此飞利浦率先推出 nSIGHT 平台这一全新的成像方式，它对传统超声声束进行复杂而精密的计算，将其进行全程聚焦构建出往返的铅笔状声束（图 2），类似将传统光源聚焦成一束高度汇聚的激光束。

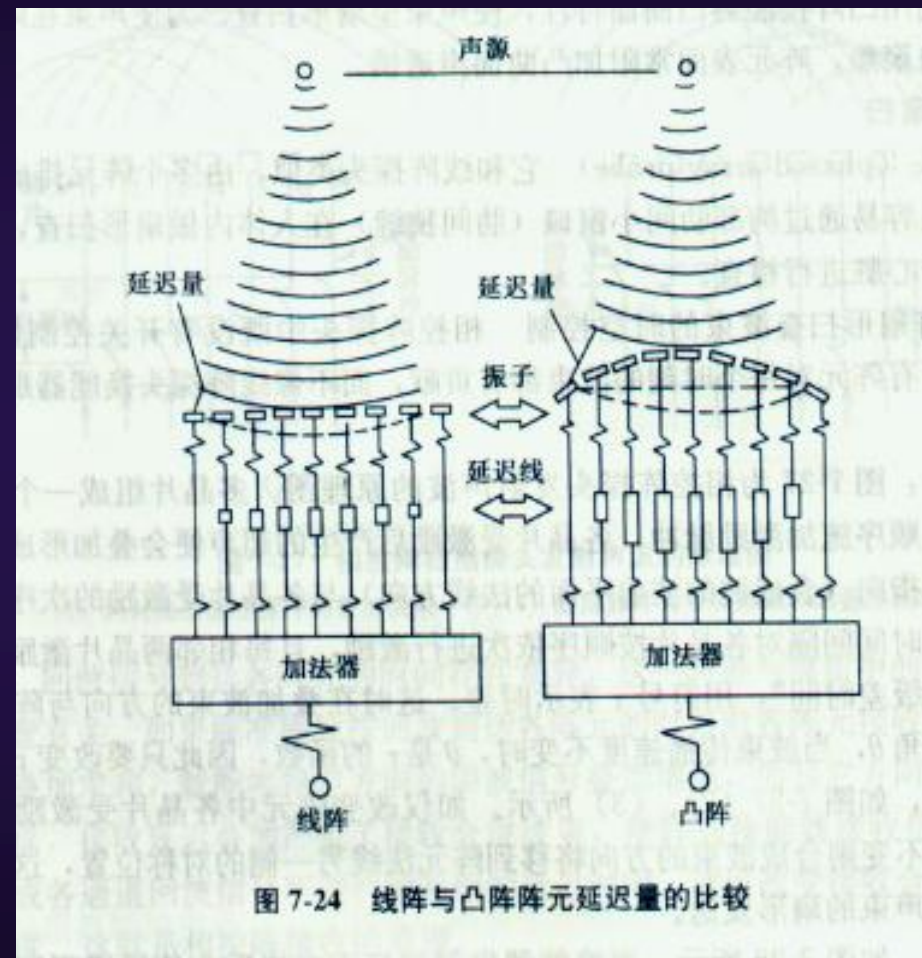
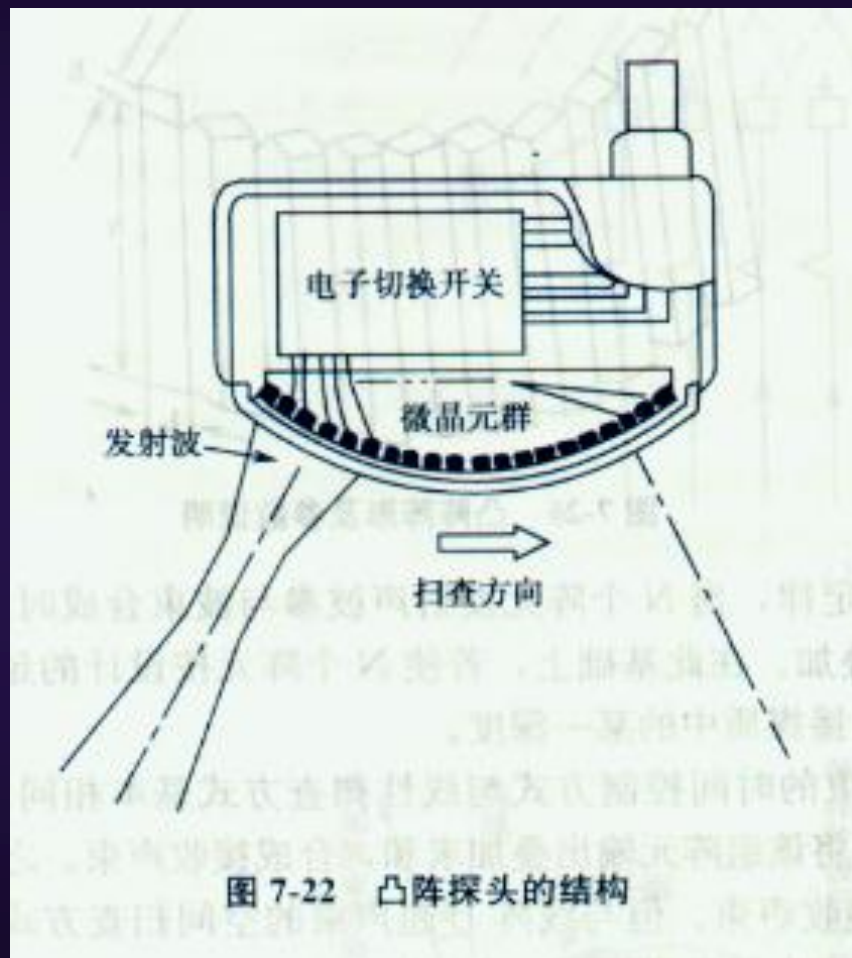


- nSIGHT 技术临床价值
- 传统波束形成器可使回波信号被连续聚焦，而被接收的波束保持在恒定的聚焦。然而发射波束仍只聚焦在固定的深度，因而只能在发射聚焦区附近获得最佳分辨率。在常规的波束形成下，空间分辨率、时间分辨率和组织的均匀性等图像属性是相互制约的，这意味着一个属性的改善会给其它属性带来不利的影响（图 2）。人们往往为了提高图像在某个属性上的性能，而牺牲图像在其它属性上的性能。例如，当用户想以高帧率成像，以显现快速运动的结构或允许探头对患者进行大范围扫描以寻找病理源，那么他们必须接受空间分辨率下降带来的图像质量的损失。而在 nSIGHT 成像平台下实现了时间分辨率、空间分辨率和组织均匀性的不相互制约，从而使用户能够提高各个方面的成像性能而不影响彼此。

三、电子相控阵扇形扫描B超仪

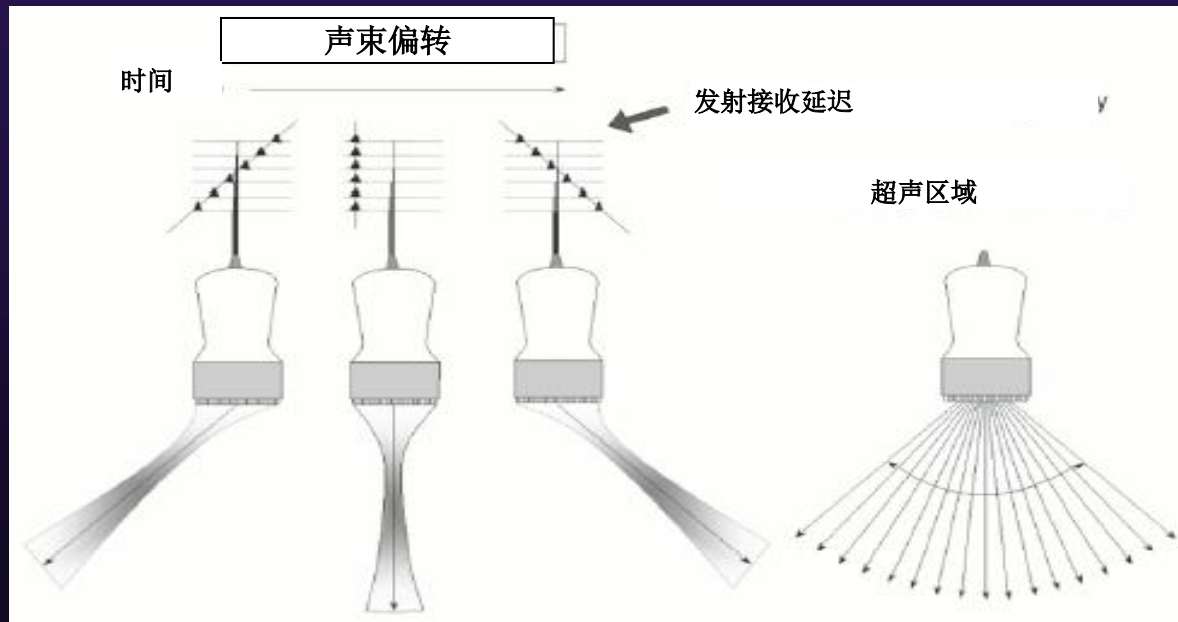
- ✱应用相控技术，对施加于线阵探头的所有晶体振元的激励脉冲进行相控制，亦可以实现合成波束的扇形扫描，用此技术实现波束扫描的B型超声波诊断仪称为电子相控阵扇型扫描B超仪。

电子扇扫



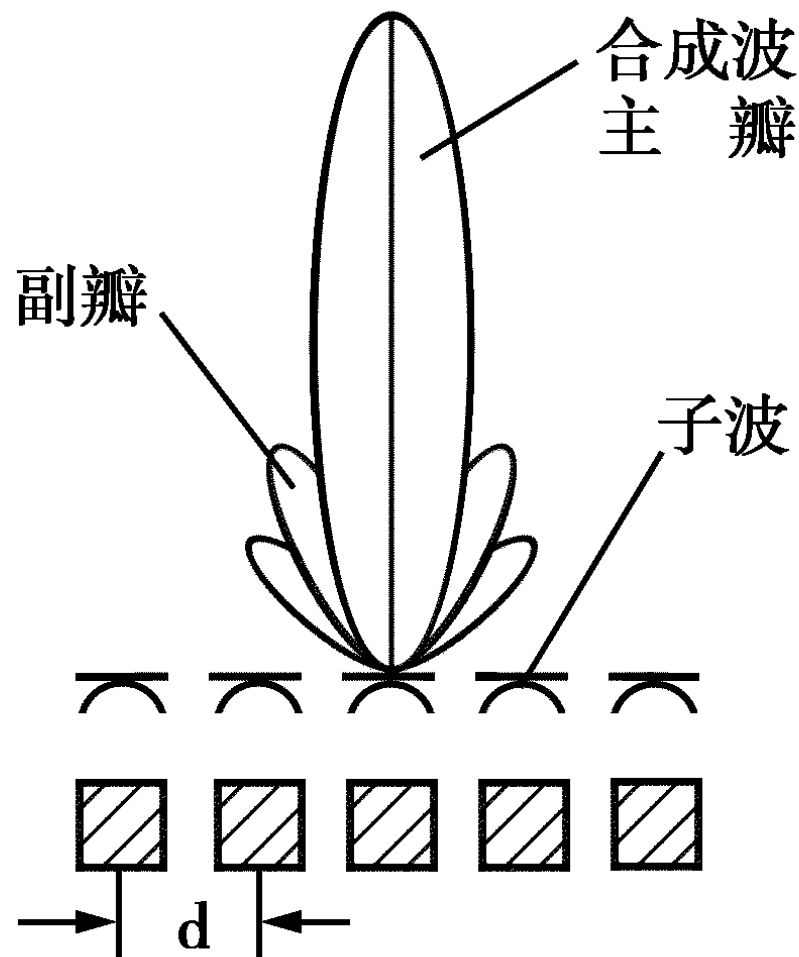
• 相位阵列型传感器

- 64 到128，甚至400个晶片
- 交错的发射信号
- 利用不同的时间延迟来转向扫描和聚焦
- 传感器的阵元参数主要有厚度，高度和宽度等，宽度一般时 $\frac{1}{2}\lambda$ ；高度各个产品不同

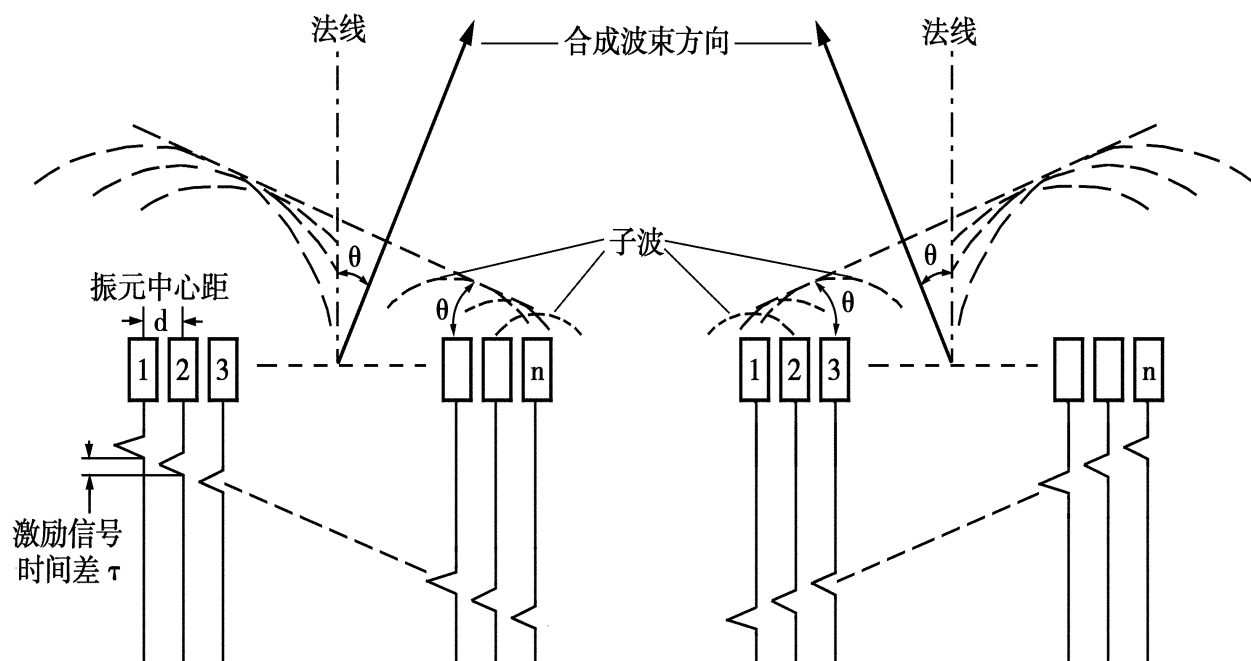


1. 相控阵扫描原理

- 对成线阵排列的多个声学上相互独立的压电晶体振元同时给予电激励，可以产生合成波束发射，且合成波束的方向与振元排列平面的法线方向一致。



- 对线阵排列的各振元不同时给予电激励，而是使施加到各振元的激励脉冲有一个等值的时间差 τ ，合成波束的波前平面与振元排列平面之间，将有一相位差 θ ，合成波束的方向与振元排列平面的法线方向就有一相位差 θ 。通过控制激励时间而实现波束方向变化的扫描方式，叫做**相控阵扫描**。



相控阵扇形扫查

相控阵发射:在相控阵阵元各晶体上按不同的时间顺序施加激励脉冲,通过控制激励时间而实现合成波束方向变化的扫描方式.

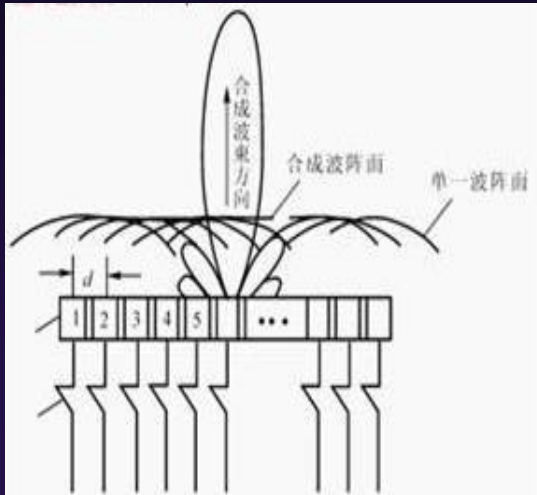


图 3-1-7-13 超声相控阵扫描原理
(a) 同时激励合成波束;

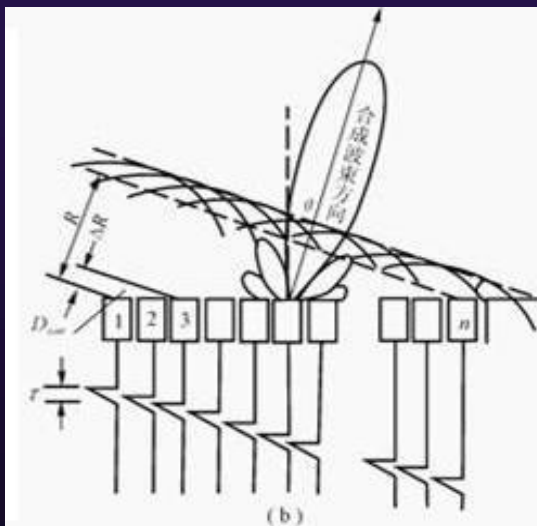
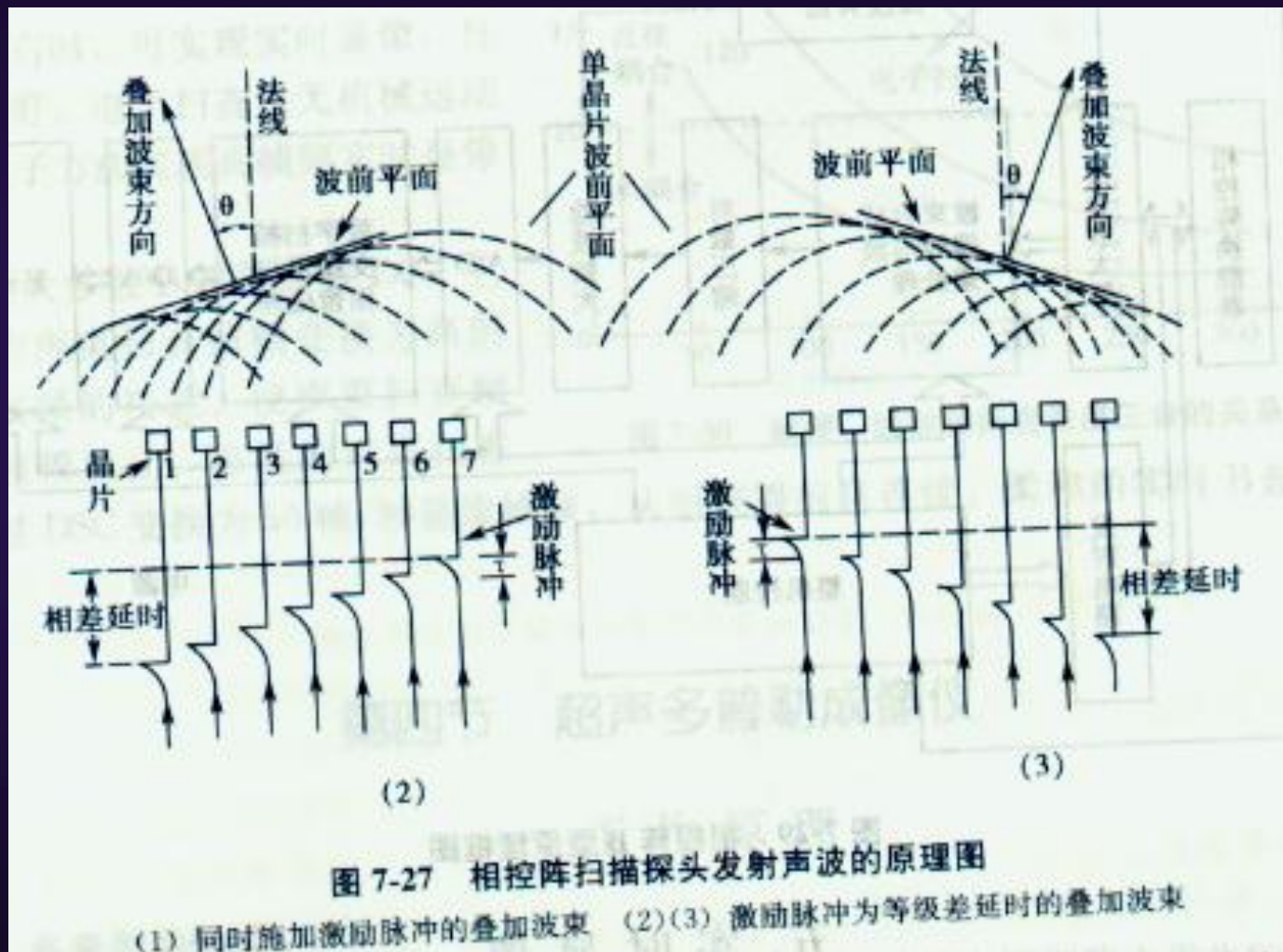
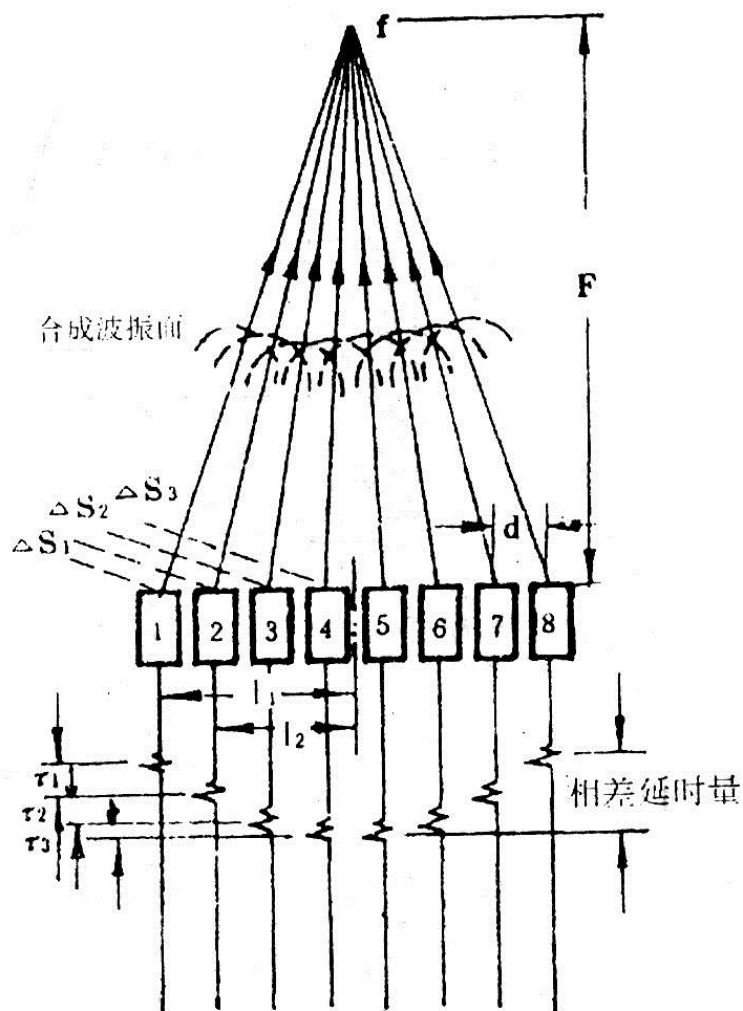


图 3-1-7-13 超声相控阵扫描原理
(b) 等时差激励合成波束。

相控阵扇扫



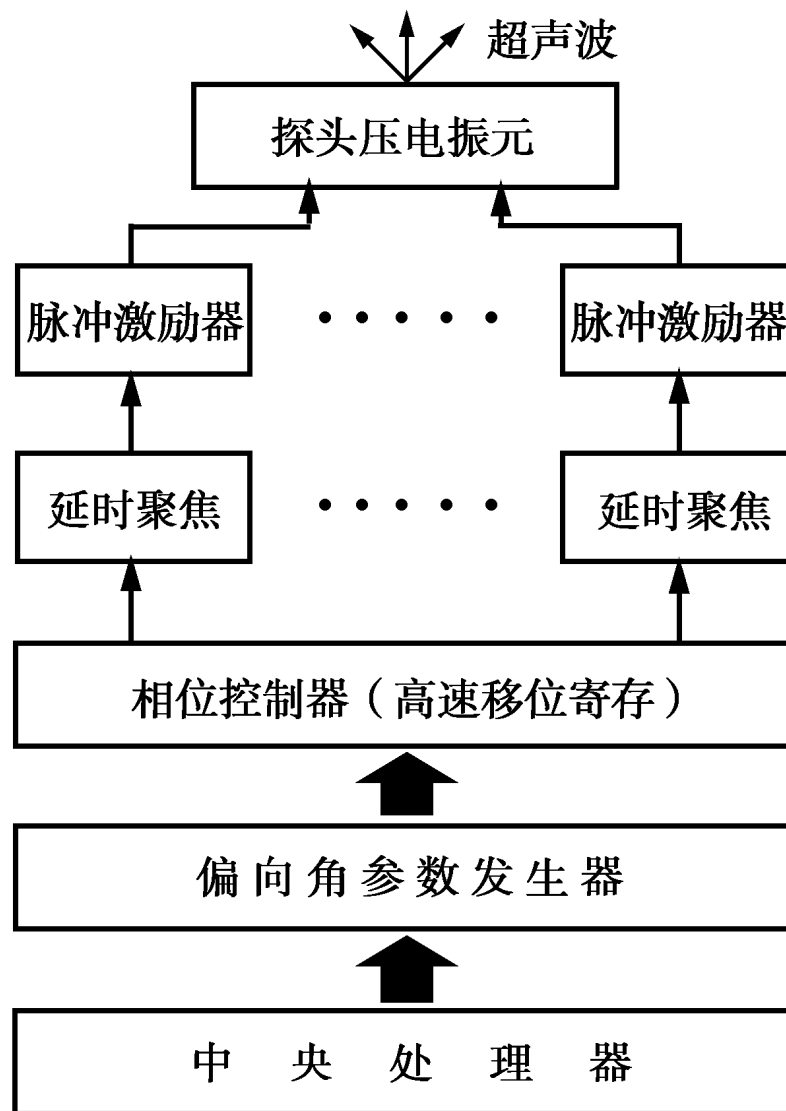


发射电子聚焦

电子聚焦指应用电子延迟线技术，对多振元探头发射激励脉冲进行延时激励，形成合成波束聚焦；对多振元探头接收回波信号延迟求和。

- 2. 仪器组成与工作原理

- 偏向角参数发生器用于在半个帧频周期内，等时差地产生若干个不同周期的序列脉冲，相位控制器用来把偏向角参数转换成相控阵的触发信号。触发信号控制各路脉冲激励器，产生激励脉冲分别加于探头各压电振元，各振元产生超声波发射。



- 发射间歇时，各振元的回波信号，通过接收延时电路合成为一路送往接收放大电路处理后进行调辉显示。接收延时电路包含了聚焦延时和方向延时，因为发射时各路激励脉冲接受了方向延时和聚焦延时，必须给予相应的时间补偿，才能保证在接收放大电路同相合成。

3. 相控阵扇扫与机械扇扫2种方式的比较

 机械扇扫B型超声波诊断仪，具有较好的柱状声束，容易获得较高的灵敏度与影像分辨力，波束控制电路简单，成本低。缺点是机械式探头制作要求严格、工作噪声强、重量较大，探头寿命短。振元不能直接与被检者贴近，受肋骨的影响略大。

 相控阵扇扫B超仪，没有机械噪音，探头寿命长，重量轻。缺点是波束副瓣大，干扰严重，分辨力受影响；探头晶阵切割精细，整机线路复杂，成本高。相控阵扇扫方式已占据主导地位。

四、B超仪的常用性能指标

1. 技术参数

- 分辨力
- 超声工作频率和脉冲重复频率
- 帧频
- 灰阶
- 动态范围

2. 使用参数

- 扫描方式和探头规格

- 扫描方式指仪器所发射的超声波束对被测对象进行探测的方法。
- 探头规格有标称工作频率、尺寸、形状等参数，还有是否可配合穿刺等特殊要求。

- 显示方式与显示范围

- 显示方式 超声诊断影像显示有A型、M型、B型等
一台B型超声诊断仪可以有B单幅显示、B双幅显示、B/M显示其中的一种或几种功能。
- 显示范围 指的是屏上光栅的最大尺寸，它并不一定等于仪器的探测深度

- 注释和测量功能

- 注释功能 某些是由仪器自行控制的，比如有关探头频率的显示、影像处理值（ γ 校正值等）的自动显示，接收机总增益、近程增益和远程增益值的显示等。
- 测量功能 指仪器对被探查脏器进行定量分析所具有的各种测量功能。

- 记录方式

影像的记录有多种方式，比如用波拉一步照相机拍照、视频打印机打印或采用录像机进行磁带录像等。

五、数字扫描变换器

DSC (Digital Scan Converter)

数字扫描变换器实质上是一个带有图象存储器的数字计算机系统，可以用标准电视的方法显示清晰的动态图象，而且提供了强大的图象处理功能，如图象冻结、多帧存储、测量计算、放大显示等。

- A/D转换
- 图象前处理：回波幅度深度校正
- 图象存储器：
- 图象后处理：灰度修正 数据插补 伪彩色等
- D/A转换

- A/D转换：即超声图象数字化。根据采样定理，为使输出信号不失真，采样频率至少为输入信号最高有效频率的2倍。

。

逐次逼近式

双积分式

并行式

增益控制

TGC(Time Gain Compensation)

对来自不同深度(不同时间到达)的回声给予不同的增益补偿，即使接收机的近场增益适当小，远场增益适当大，通常称此种控制手段为时间增益。

- 灰度修正：

一幅图象所可能具有的等级差数叫灰阶。

灰阶级数越多，图象层次越丰富。

将实际所记录的灰度与理想灰度之间的转换函数关系预先存放在EPROM中。

负像显示：强回声区白电平

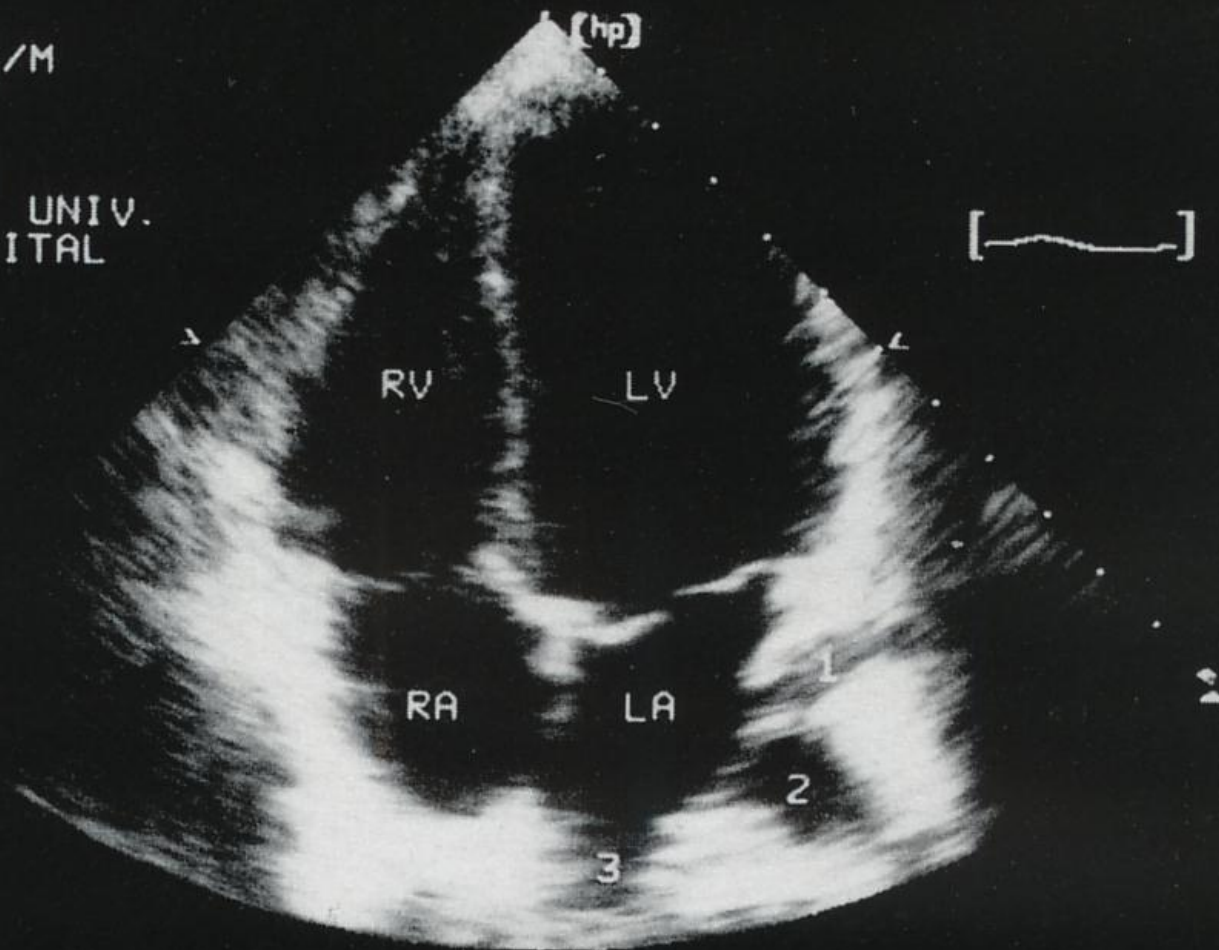
弱回声区黑电平

反之为正像

:0.6
5/2.0-S/M
JAN 97
04:45
C 2/2/E
NA MED. UNIV.
ST HOSPITAL
C.
23
535
YUBEN

0:03:29
N 92
P 29
BPM

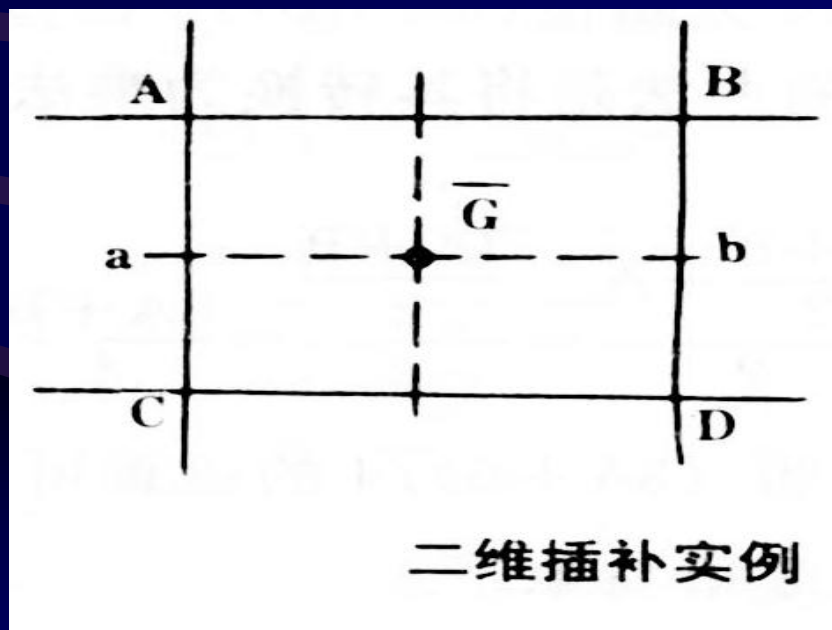
M
Z



数据插补：未经插补而直接显示的图象，扫描线之间有较大间隙。

一维线性插补：相邻扫描行中间插入一行或两行。

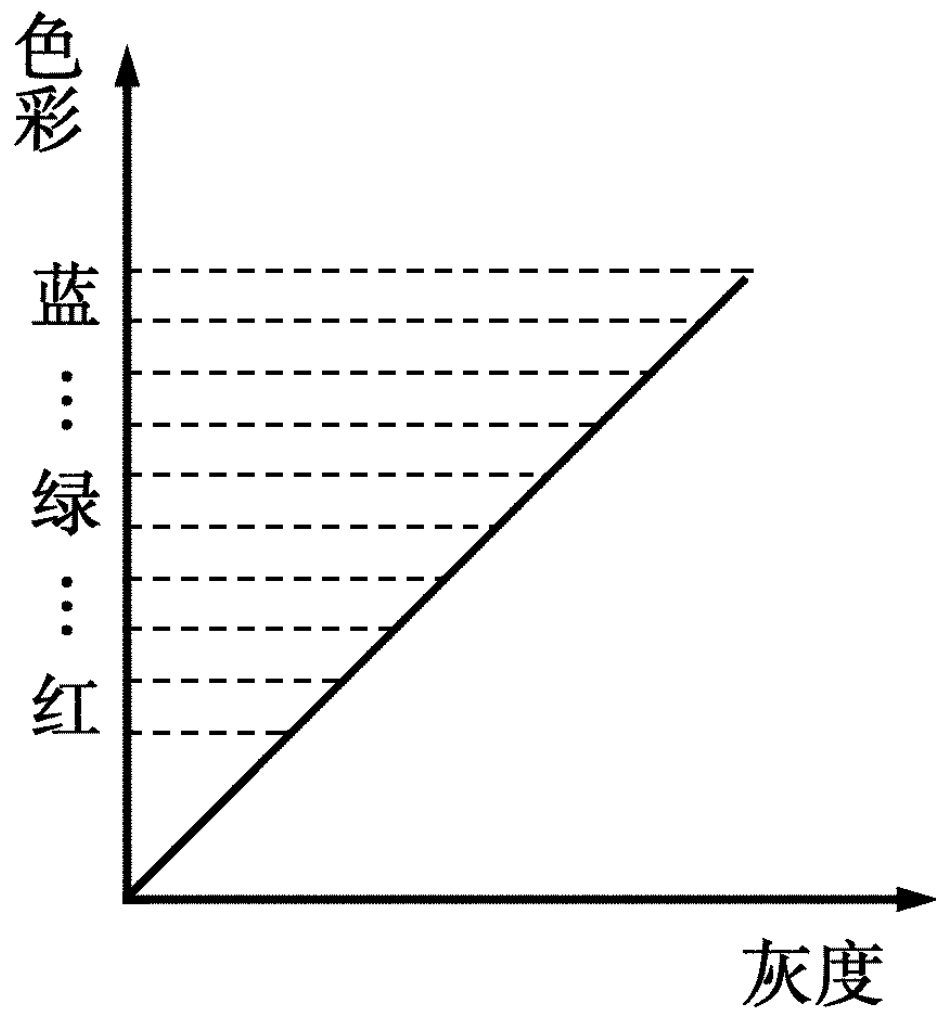
二维线性插补：原图象相邻四个像素点中间插入新像素点。



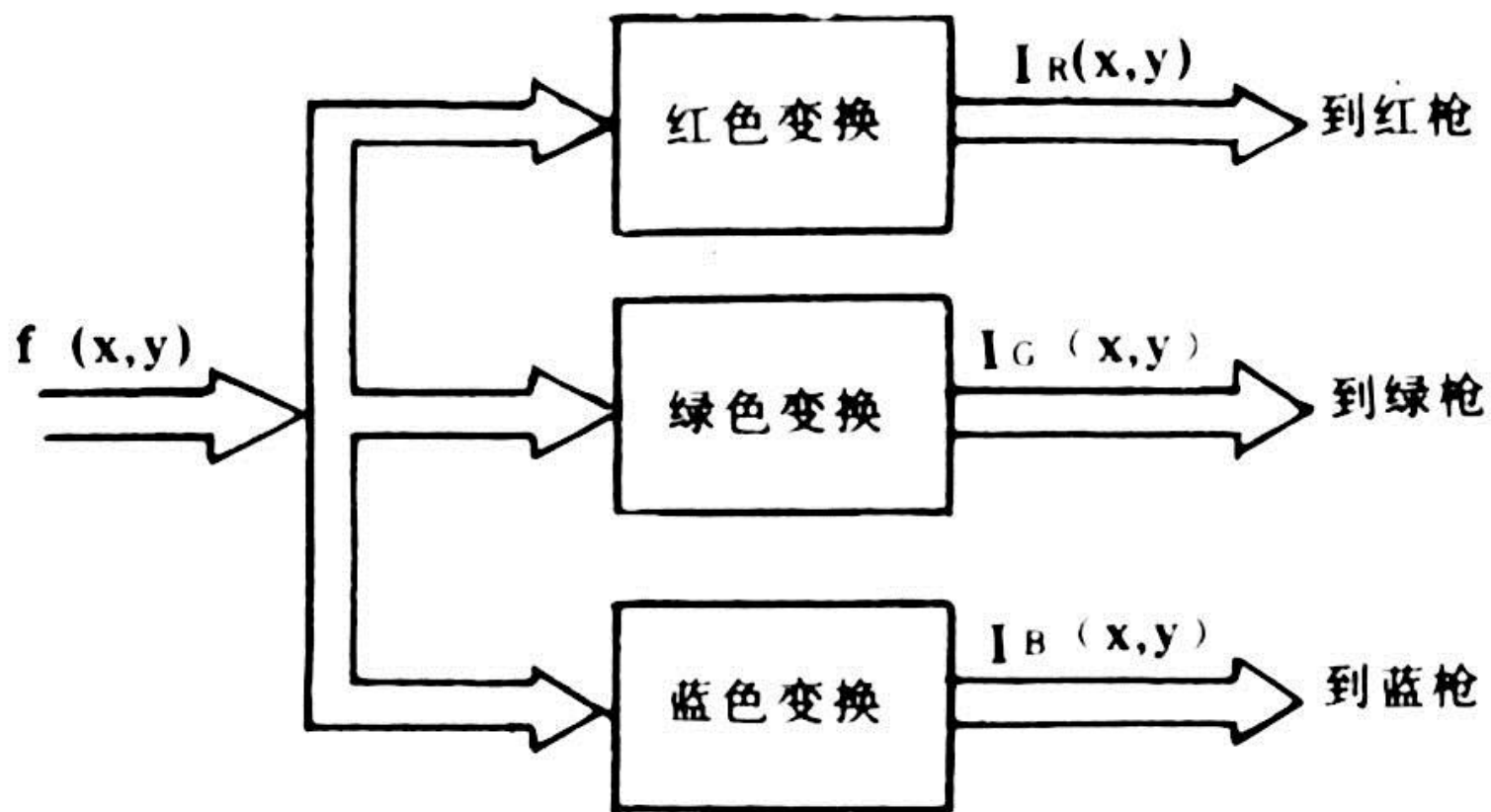
•伪彩色处理

亮度、色调和饱和度

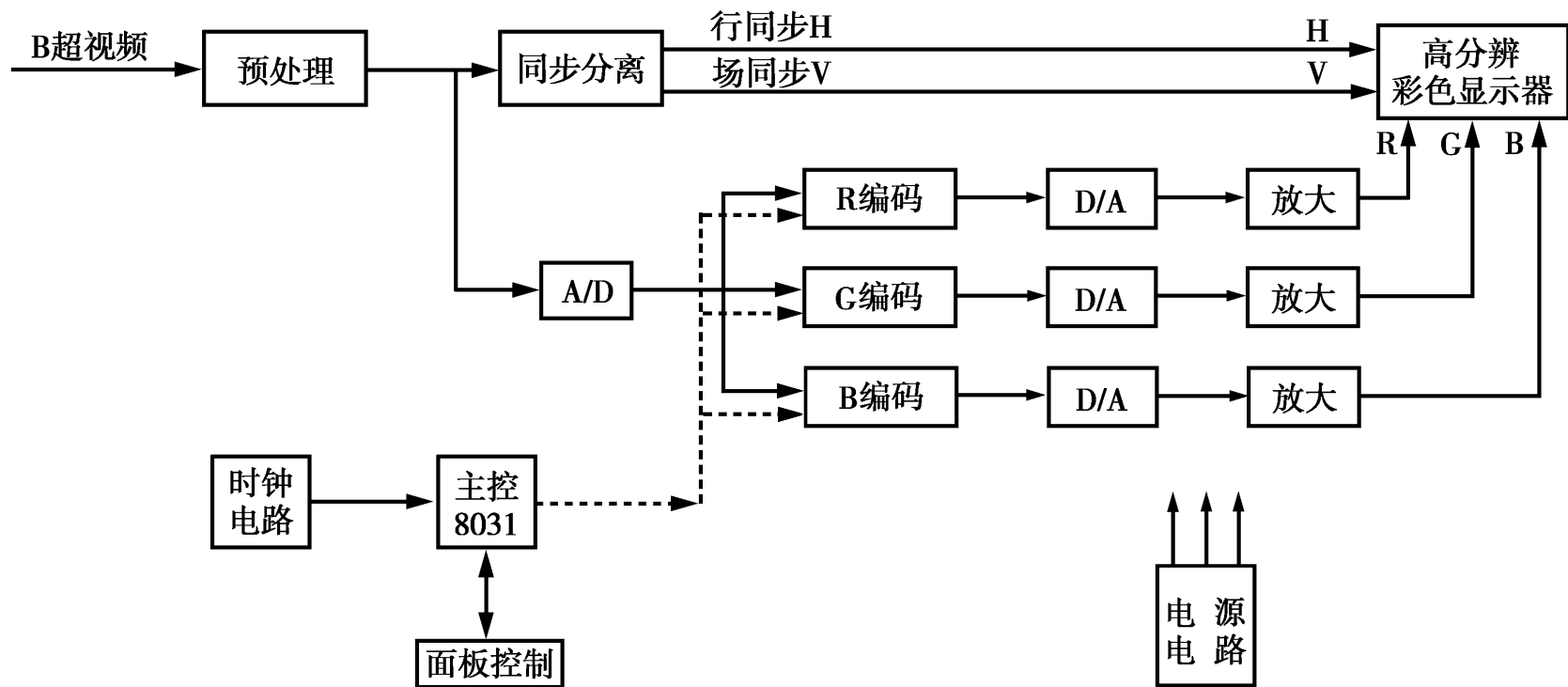
原理：利用人眼对彩色分辨力高而对灰度分辨力低的特点。用不同的颜色来表示不同的灰度等级，到达图象增强的效果。



彩色显示原理图



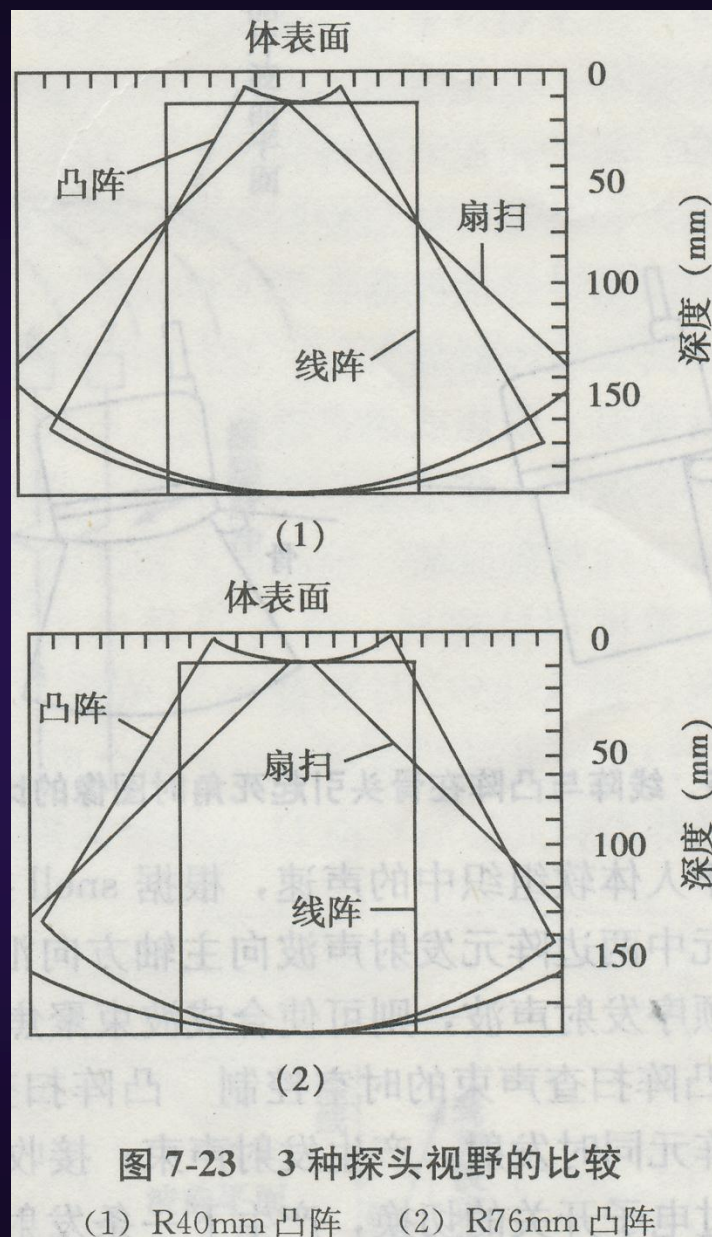
灰度级—彩色变换流程图



彩色显示原理框图

3种探头比较

凸阵与线阵:相同的体表接触面, 在深部的视野宽的多; 凸阵探头的前部是圆弧形, 可自由选择方向压迫探头, 能方便的排除死角内的部分气体进行观察。



七、数字扫描DSC的B型超声成像设备

- 1、数字化：将电信号转变成数字信号
- 2、图象存储器：是DSC的核心器件
- 3、读写操作：用软件、程序的方式实现对图象存储器扫描即DSC数字扫描
- 4、强大的图象处理功能
测量、灰阶处理、空间处理，感兴趣区确定、图象反转等

数字扫描转换器

DSC (Digital Scan Converter)

工作原理：

在超声扫查和CRT之间插入一个图像存储器，使得存入图像的速度与超声扫查同步，读出图像的速度与TV显示扫描同步。

这种用数字方式、以不同的速度的存入和读出图像信息的变换称之为DSC。

作用：

- 解决了较慢超声回波信号提取和实时显像之间的矛盾；
- 实现了扫描制式的转换；
- 增加信息密度，提高图像的清晰度；
- 通过改变图像存储器的读写方式使图像的显示方式多样化。

显像帧频取决于显示器，在PAL制显示器中，帧频为50Hz；在NTSC制显示器中，帧频为60Hz。超声诊断设备中的显示帧频基本上也是这样，但是在一些设备中使用了逐行扫描的高速显示器，特别是电脑化的超声设备，其显示帧率可高于60Hz。

成像帧频取决于成像设备的性能和探测深度，探测深度将对成像帧率起决定性影响，当然与是否使用多声束形成等技术有关。例如，在使用单声束形成技术时，探测深度为20cm，由100条声束组成一帧图象，则成像帧率为30帧左右。在其它条件不变时，探测深度变为2cm(使用高频探头)时，成像帧率可能提高到300帧左右。当使用多声束形成技术时，成像帧率可进一步提高。

显然，这种显像帧频与图像帧频不匹配的情况，会导致人眼观察这种实时图像会有闪烁感。如果我们在超声扫查与CRT显示之间插入一个**图像存储器**，超声回波信号能够实时地、数字地写入到图像存储器中，并且同时从图像存储器不断地读出图像信息到显示器显示，问题就会迎刃而解。写入图像存储器的速度将与超声扫查同步，也就是写入频率与成像帧频相同；而读出图像信息的速度提高，与显像帧频相同，这就使得显示的图像稳定而无闪烁感。

应用DSC技术的B超仪,不仅能用标准电视的方法显示清晰的动态图像,而且提供了强大的图像处理功能.比如说,实现图像的冻结,多帧储存,数据的测量计算,图像的扩大显示等等.与早期的B超仪相比,简直是质的飞跃。

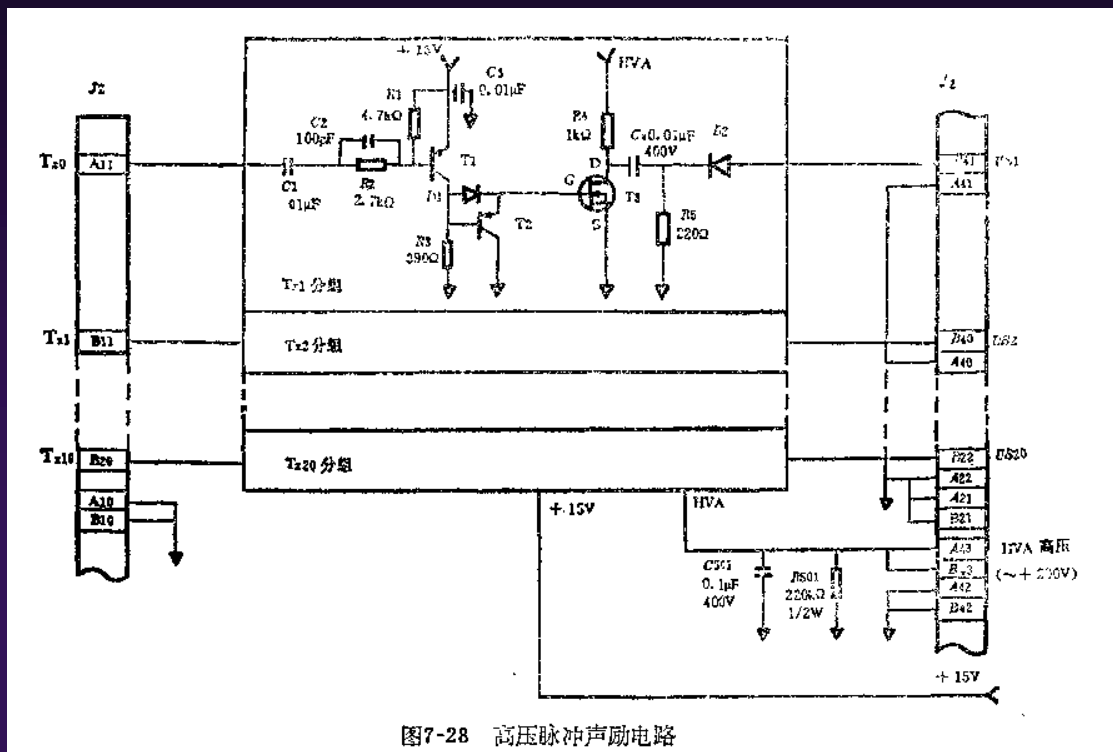
- **若要实时显示超声图像：**可采用先写入先读出、慢写快读的方式。
- **若要将图像放大：**可对写入的每一单元数据重复两次读出，使一次超声扫描获得的信息在荧光屏上相邻的两条扫描线上显示。
- **若要将图像冻结：**可停止存储器的写入，并对已存储的一帧图像数据重复不断的读出，则屏幕上显示一幅静止的图像。
- **A/D转换：**DSC的关键技术之一，将超声视频模拟信号进行数字化。

B型超声显像仪的基本电路

1 基本的发射和接收电路

一 发射电路

- 发射脉冲要和超声换能器的基谐振频率相一致，以产生所需要的超声频率；
- 不同探测对象声功率要求不同；
- 高压开关等的适当参数选取；



□阵列型的超声激励电路和单个晶片激励震动是一样的，因为要配备的多些，要简化些；

□分组以减少总量；

□前置放大就安放在探头中；

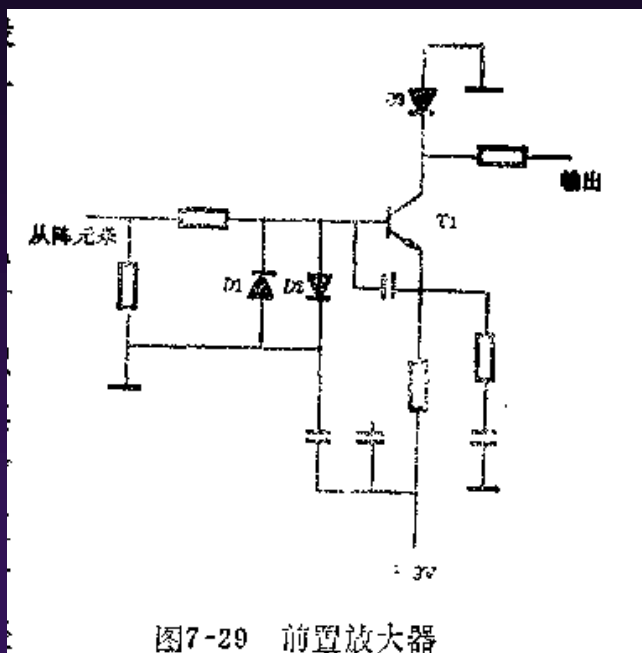


图7-29 前置放大器

D1D2是二极管并联双向限幅电路，可以保护前方并减少阻塞；

D3用作放大器负载，可以压缩较大的输入信号和扩展放大器的动态范围；

二) 发射和接收系统

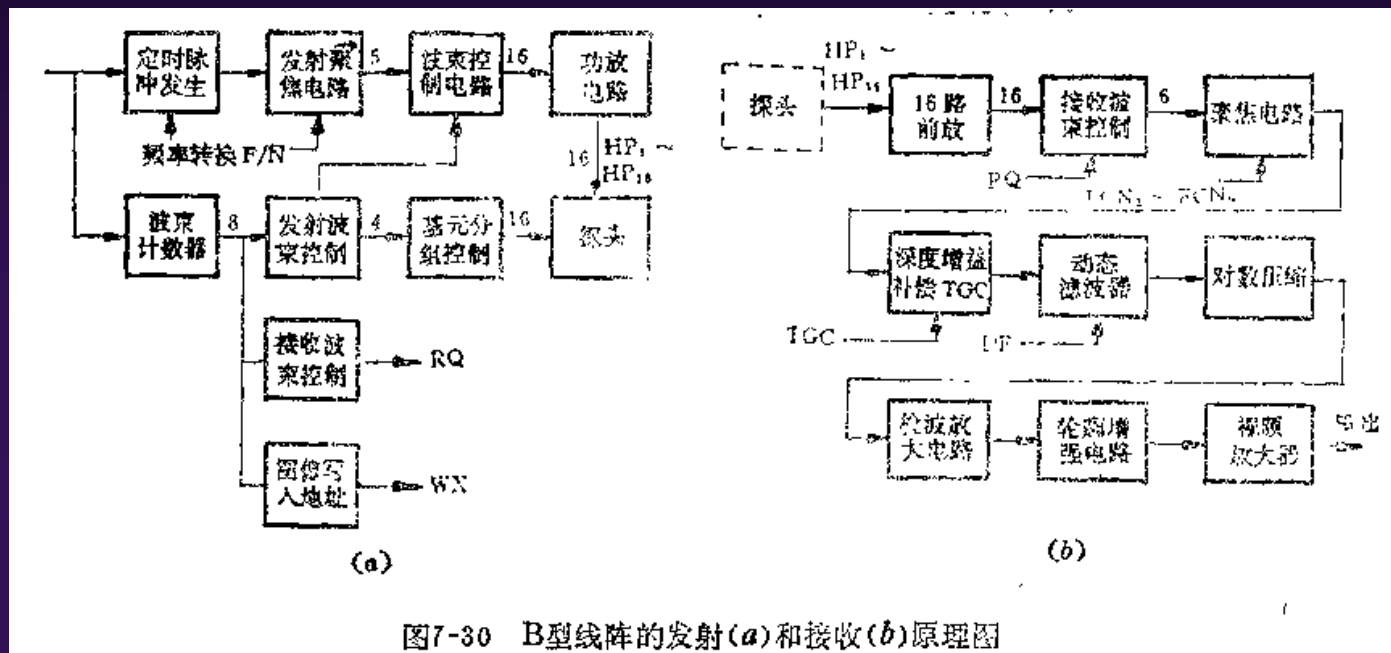


图7-30 B型线阵的发射(a)和接收(b)原理图

- 收发阵列数目不同，
- 有时还可以有发射阵和接受阵的不同；
- 形成不同的声束，保证能量，以及保证扫描线需求；

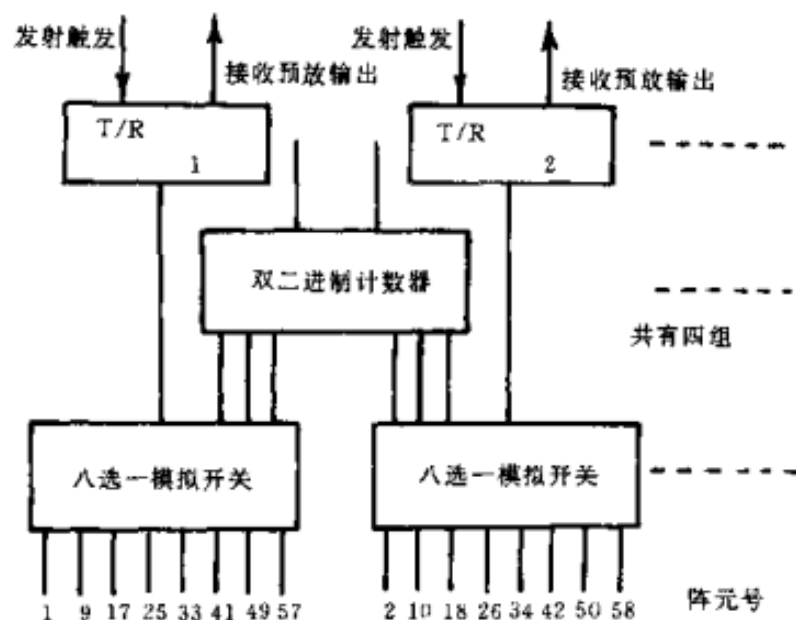


图 5.1.10 SSD-210DX 型线阵 B 超仪的阵元选通电路方框图

图 5.1.10 给出了 Aloka 公司 SSD-210DX 型线阵式 B 超仪的阵元选通电路方框图。64 阵元的换能器被分为 8 组，每组有 8 个阵元，每组合用一套发射电路和接收预放电路。用 4 个双四位二进制计数器，每个双四位二进制计数器的输出控制两个八选一模拟开关，在任一时刻，每个模拟开关只选中一个阵元。所有上述电路都安装在探头中的二块印制电路板上，其中发射电路和接收预放电路采用混合集成工艺。图中所示方案中，每次超声发射时，8 套发射和接收电路将同时工作。

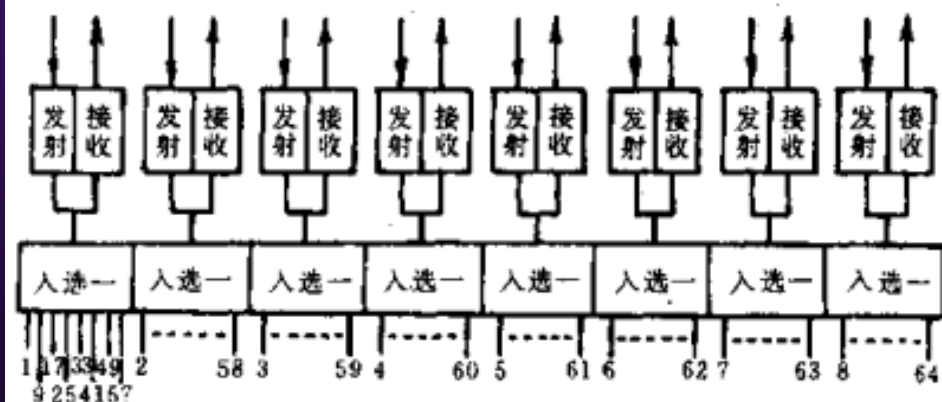


图 5.2.7 64 阵元换能器与收发电路间的一种多路开关连接方案

- ◆ 整个发射和接收系统受到光栅定时电路产生的定时触发信号（YTTRIG）控制；
- ◆ 接收时由其触发定时脉冲发生器产生触发脉冲，该脉冲经发射聚焦电路获得聚焦时间延时功能；
- ◆ 随后在波束控制电路中与发射波束控制ROM来的波束控制信号相结合，形成发射阵元组及发射孔径脉冲；
- ◆ 孔径可变的聚焦声束；

其他一些处理

- 深度增益补偿;
- 对数压缩;
- 8段动态滤波;
- 检波放大;
- 轮廓增强;
- 视频放大;

注 意！

接收电路一些主要部分如

- 隔离级；
- 预放大；
- 检波：含包络增强等；
- 视频放大；

等电路在前面A超中已经详细介绍，这里不继续介绍，仅介绍B超的一些特殊电路和处理

2 高密型线阵B型超声显像仪的发射和接收系统原理

- 高密阵，晶片阵元较多；
- 发射和接受电路也增加；
- 尺寸上确需尽可能小；

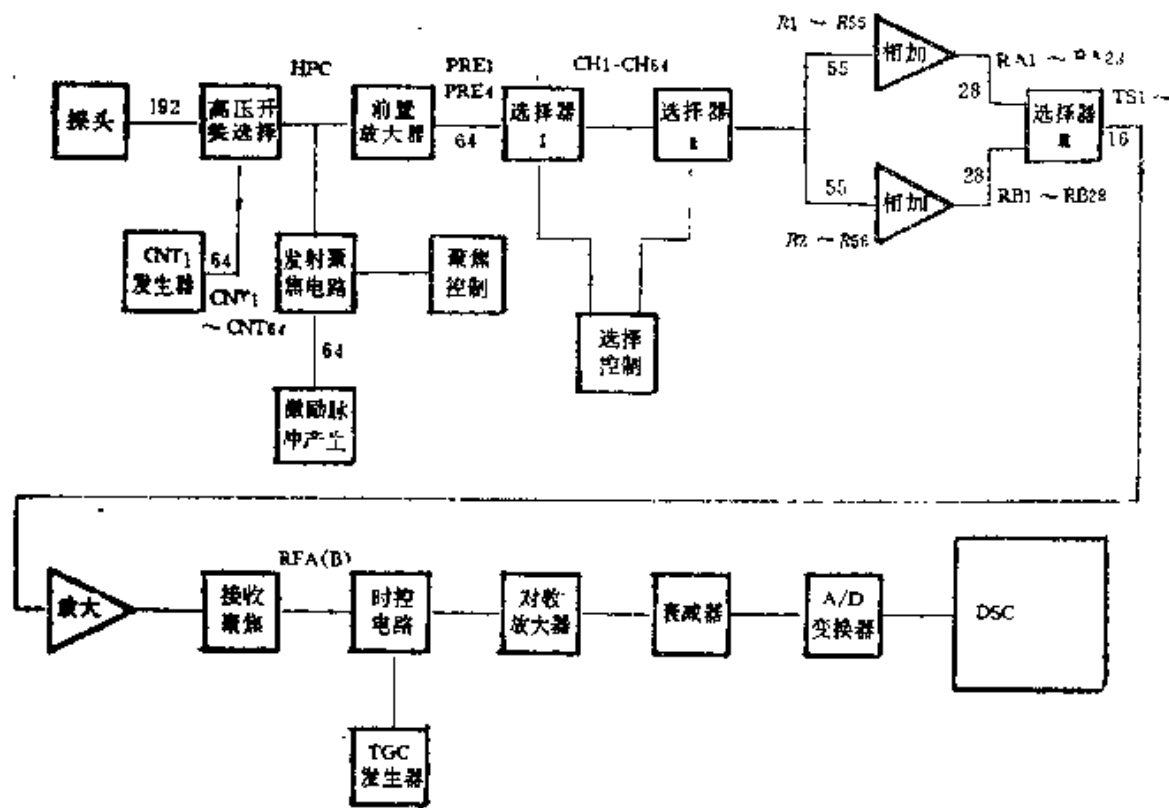


图7-31 高密度阵元探头的发射和接收电路原理

◆64路触发脉冲产生回路，高压脉冲激励电路，前置放大电路；

◆射频放大---》接收波束信号---》深度补偿放大---》视频输出---》A/D转化，DSC处理

3 发射和接收方式控制原理

一) 间隔扫描控制原理

可以通过适当的选取发声阵元，达到产生两倍于阵元间隔数的声束线数的目的；

间隔产生的方法：

- 1) 1-17发射接收，和1-18接收发射，波束间隔 $1/2d$ ；
- 2) 1-18发射，分两组接收：1-17和2-18，两组接收，波束间隔 $1/2d$ ；

二) 聚焦发射和接收波束控制原理

利用电控延时激励触发脉冲可以使发射声束在设定区域内会聚增强，声束变窄，从而提高横向分辨力；

1 电控延时激励和接收聚焦；

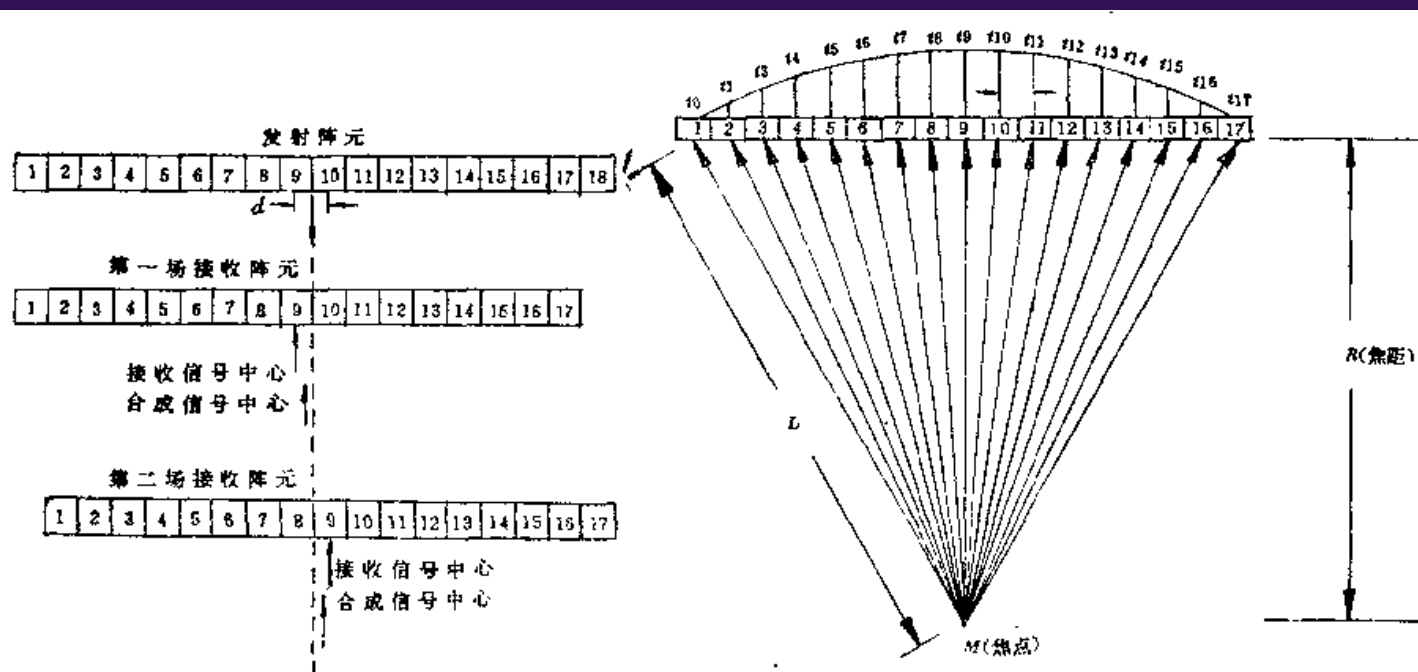
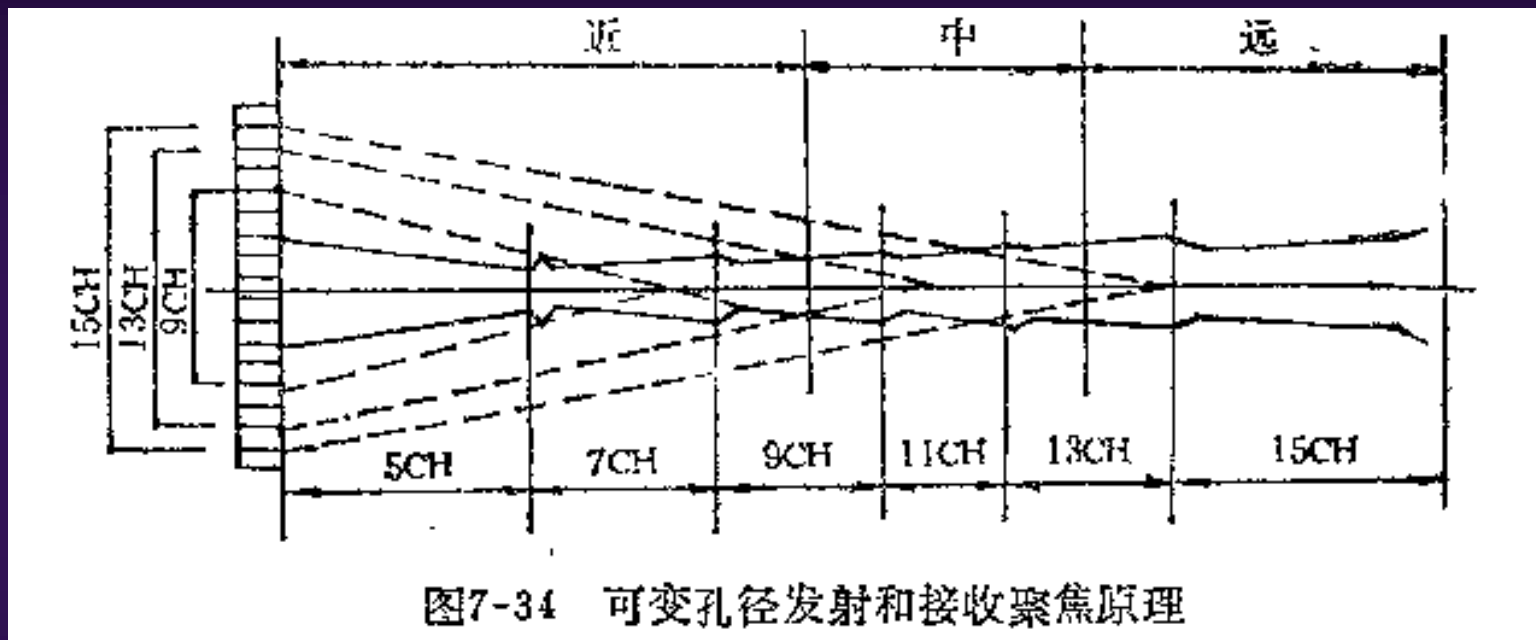


图7-32 二分之一间隔扫描原理

图7-33 电控聚焦原理图

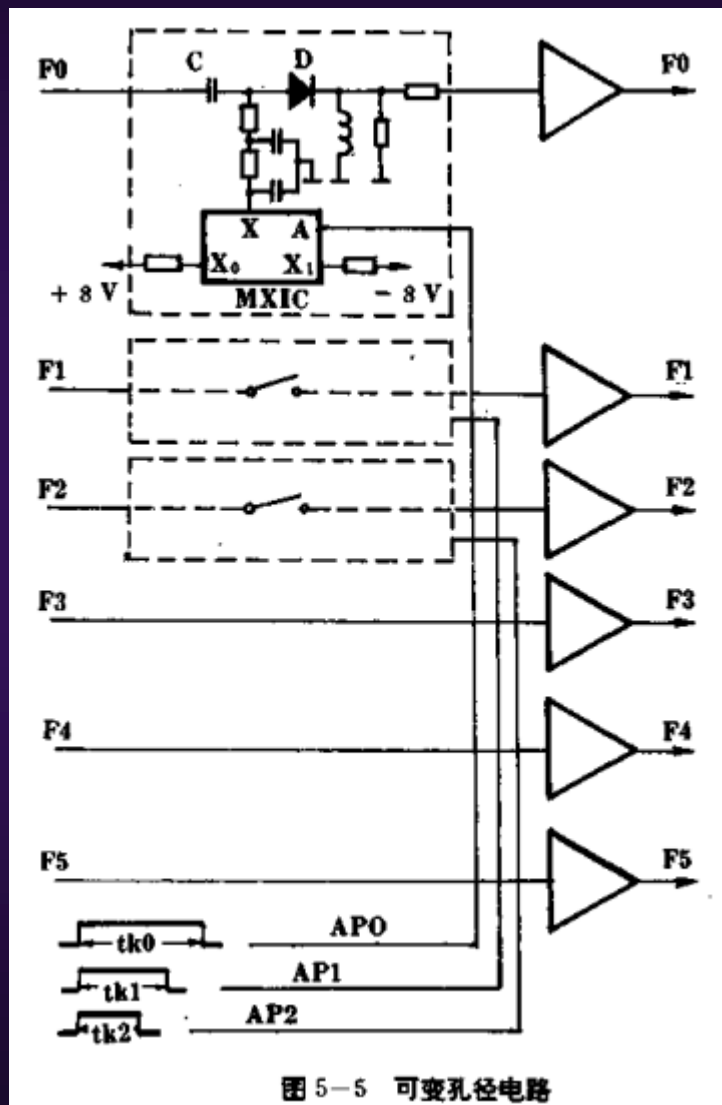
2 可变孔径发收的分段聚焦



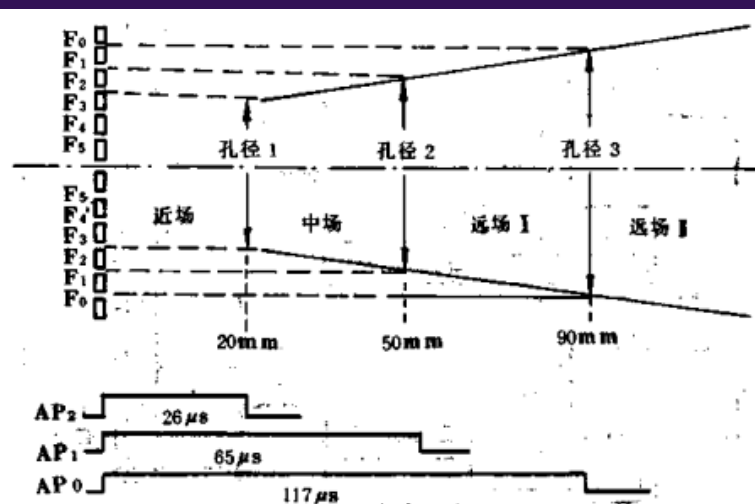
- ◆不同深度，不同的焦距；
- ◆对运动慢的腹部器官图像显示十分有用；
- ◆对快速运动器官不适用；

可变孔径的实现

模拟调制/分离器(MXIC)用于实现对二极管开关 D 的控



制,其 X 端的状态受 A 端的控制,当 A 端为低电平,X 端与 X₀ 端接通;当 A 端为高电平,X 端与 X₁ 端接通。因此,可以通过对 A 端施加一个控制脉冲(图中的 AP₀~AP₂)来控制二极管的导通与否。当 AP₀ 为高电平时,X 接向 -8V,二极管 D 因反偏而截止;当 AP₀ 为低电平时,X 接向 +8V,二极管 D 因正偏而导通。



3 实时动态聚焦

- ◆宽频带探头;
- ◆可以同时接受不同频率;
- ◆可变带通滤波器;

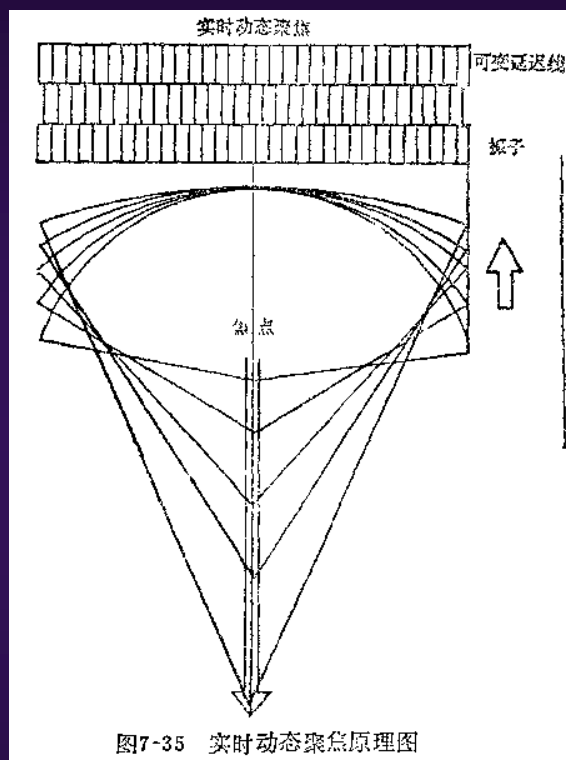


图7-35 实时动态聚焦原理图

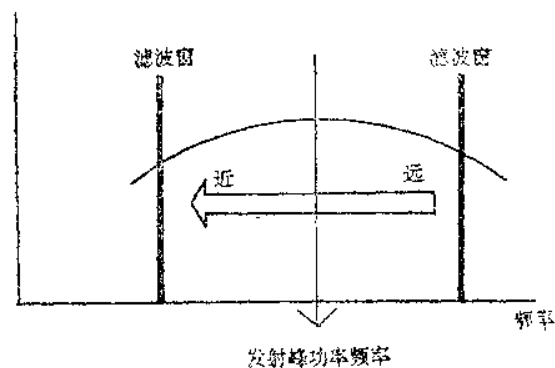
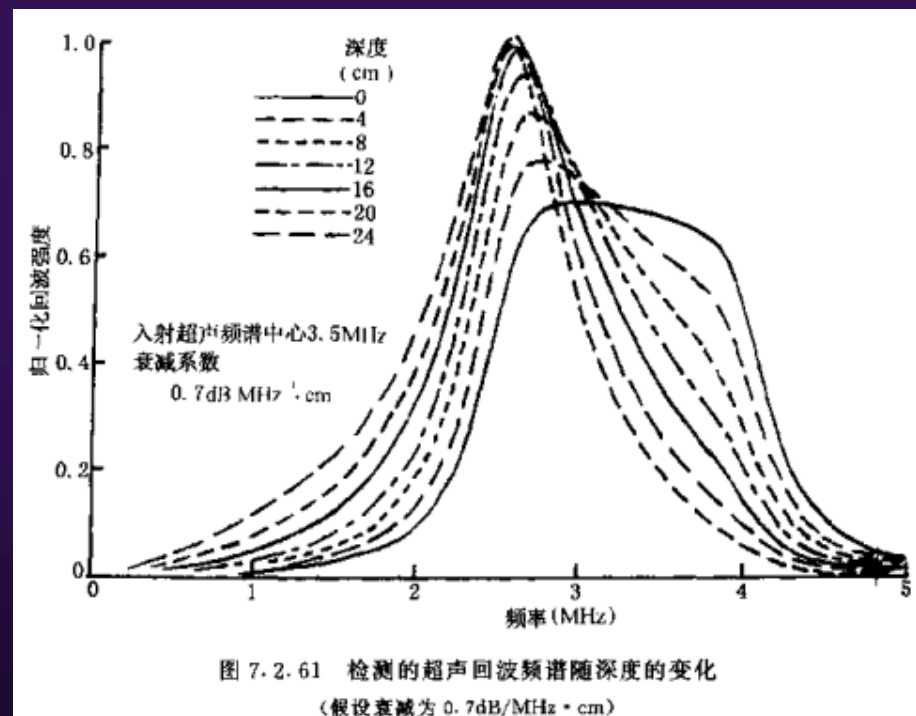


图7-36 可变带通滤波器原理图

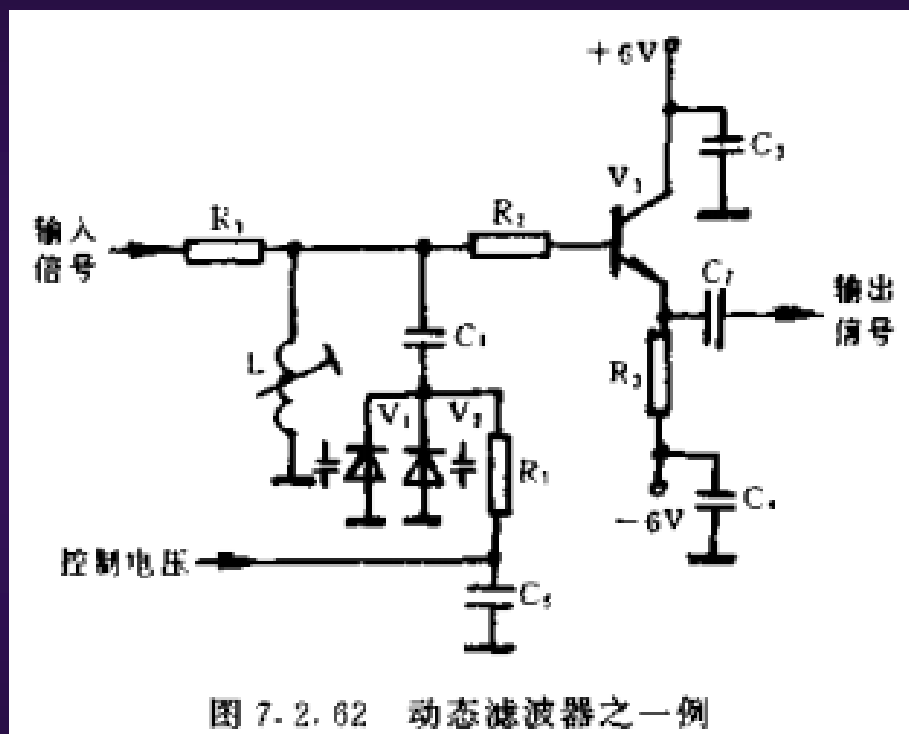
动态滤波

DF 是英文 DYNAMIC FILTER (动态滤波) 的缩写。顾名思义, DF 电路就是一个选频网络, 它与一般选频网络的不同之处, 则是其滤波频率不是固定的, 而是随着接收深度的增加而升高

- 深部使用低频, 浅部使用高频, 以满足衰减性和分辨率的要求;
- 宽频带适合人体较深处成像, 窄频带改善了侧向分辨率, 但牺牲了轴线分辨率;
- 因此现在常用较宽频的探头;



基于以上因素，提出了动态滤波器的设计思想。它包括两方面含义：一方面均衡色散，也就是用均衡器或者一种逆滤波器来补偿深部及浅部，以期待得到相同的观测频率和分辨力；另一方面，从匹配滤波器的思想知道，当信号的频谱与接收机的选择性相吻合时，可得最佳信噪比（SN 比）。



超仪用两级动态滤波器电路。图中所用的变容二极管 V_1 和 V_2 的电容变化范围在 $30\text{pF}(9\text{V}) \sim 400\text{pF}(1\text{V})$ 之间，电感 L 为 $10\mu\text{H}$ ，耦合电容器 C_1 为 $0.01\mu\text{F}$ ，晶体三极管 V_3 用作射随器。在控制电压幅度随时间（即探测深度）而变化时，由 L 、 C_1 、 V_1 和 V_2 组成的 LC 回路的共振频率及其 Q 值都将随之而变，近场区的中心频率较高，远场区的中心频率较低。

4 延迟时间近似组合法聚焦

5 分块法接收聚焦

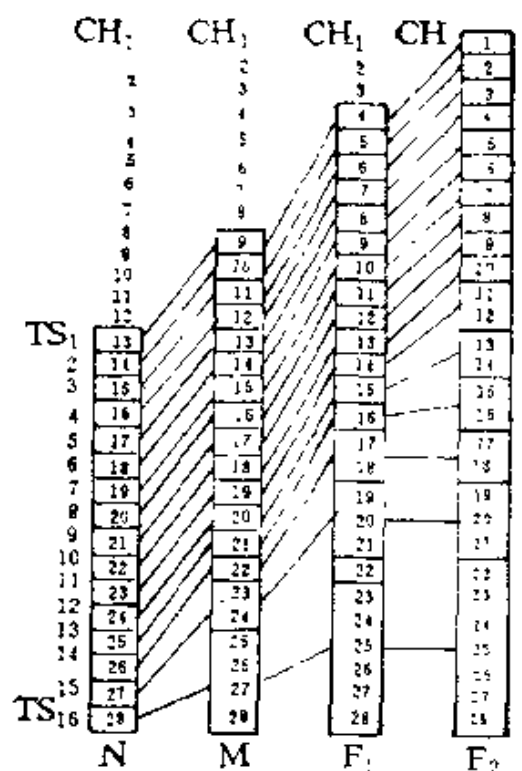
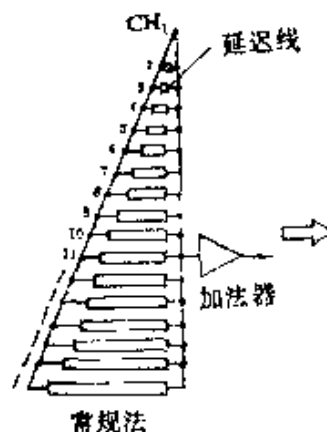
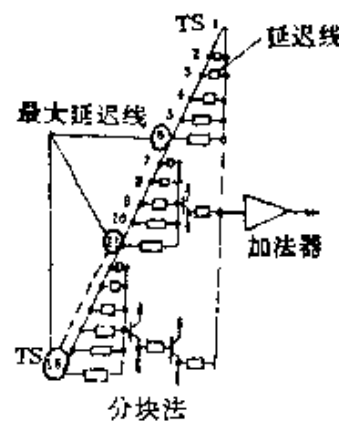


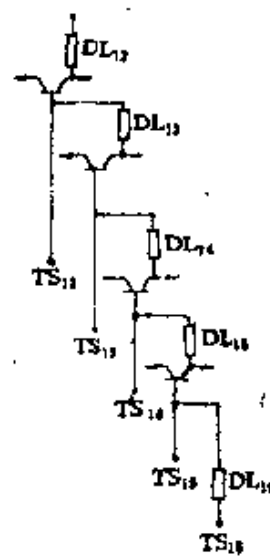
图7-37 延迟时间近似组合法聚焦原理



(a)



(b)



(c)

图7-38 常规法与分块法接收聚焦延迟电路

6 128通道跟踪全程聚焦

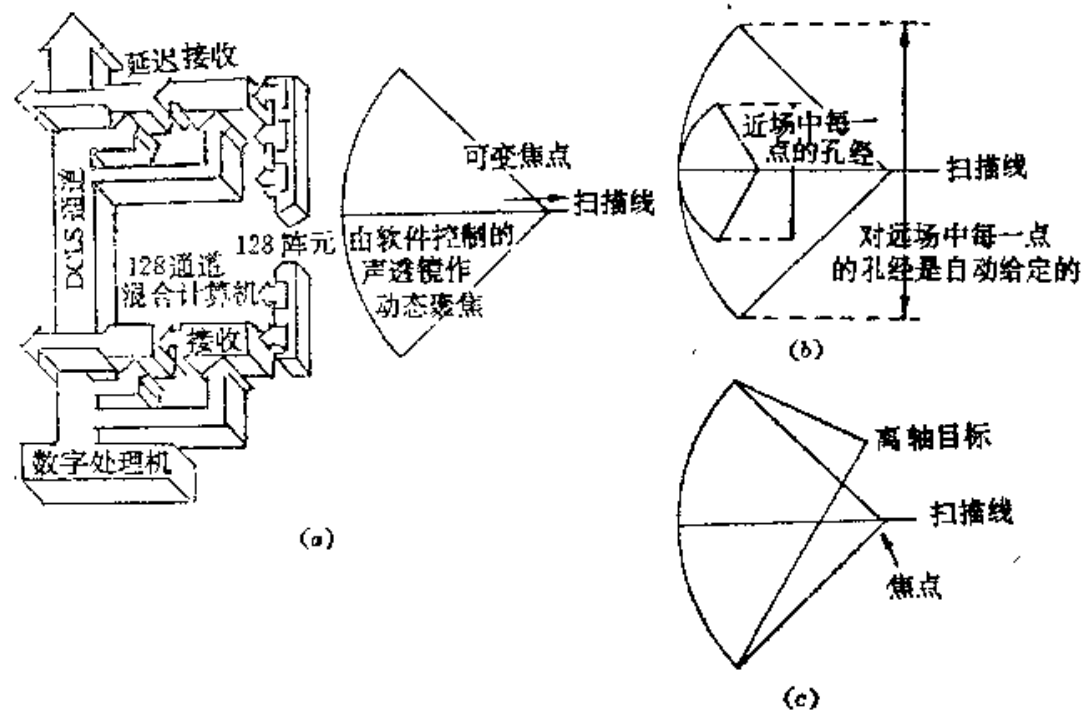


图7-39 128频道跟踪聚焦系统

(a)可变焦点 (b)可变孔径 (c)动态变迹

动态变迹

不管超声换能器是否进行聚焦,也不管采用什么方法聚焦,从换能器发射的超声场除了有一定宽度的主波束外,还有一些旁瓣,有些旁瓣级还相当大。旁瓣是B超仪中产生伪像的一个重要原因,也影响着对比分辨力的提高。

抑制旁瓣的技术途径是采用变迹技术。实现变迹的方法是在发射(或接收)子阵的各阵元采用幅度加权的发射,通常使中心阵元的发射强度最大,边缘阵元的发射强度最小,具体的加权函数可以不同。

当换能器发射连续的超声波时,采用各阵元均匀发射强度时的声场分布如图 7.2.44 所示;采用线性幅度变迹函数时的声场分布如图 7.2.45 所示。

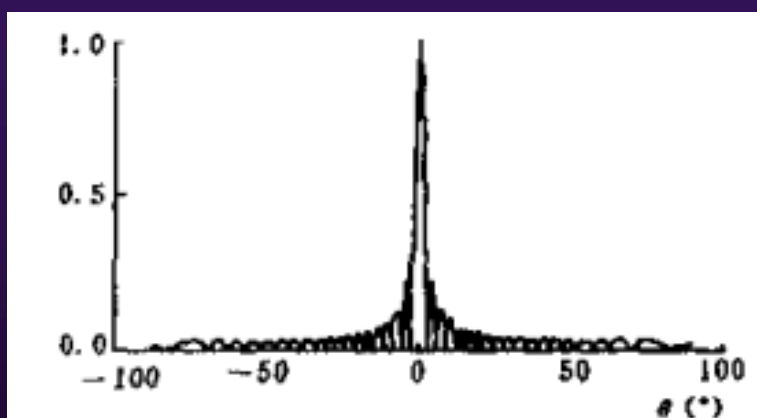


图 7.2.44 各阵元均匀激励时的声场分布

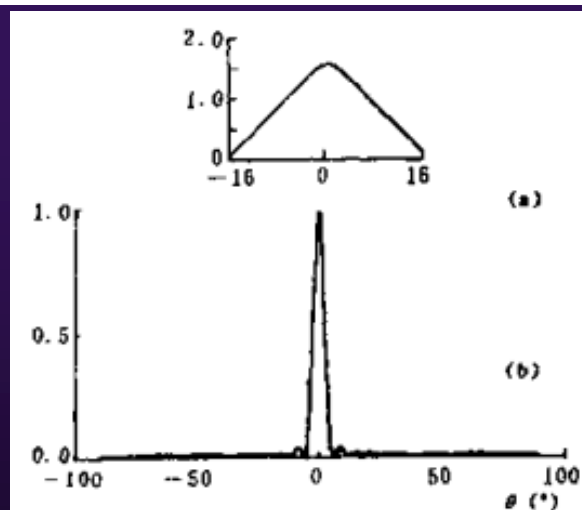


图 7.2.45 线性幅度变迹时的声场分布
(a) 线性变迹函数; (b) 变迹后的声场分布。

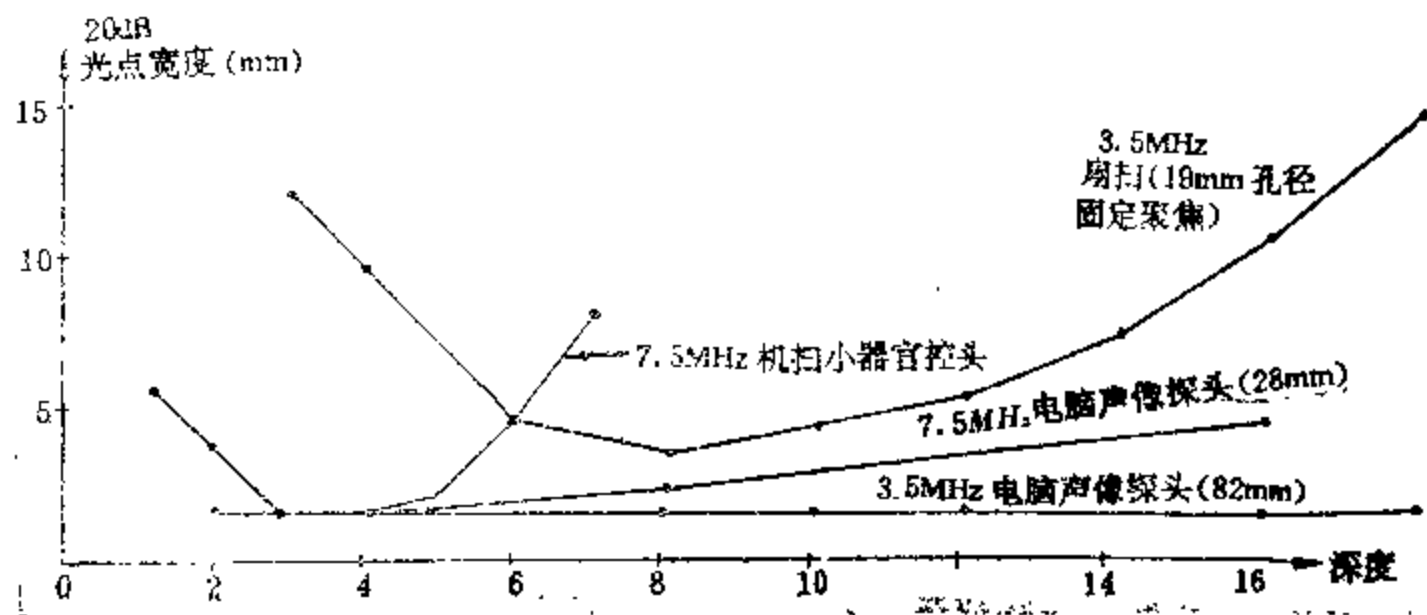


图7-40 利用跟踪聚焦的电脑声像探头与机械扫查探头20dB光点宽度比较

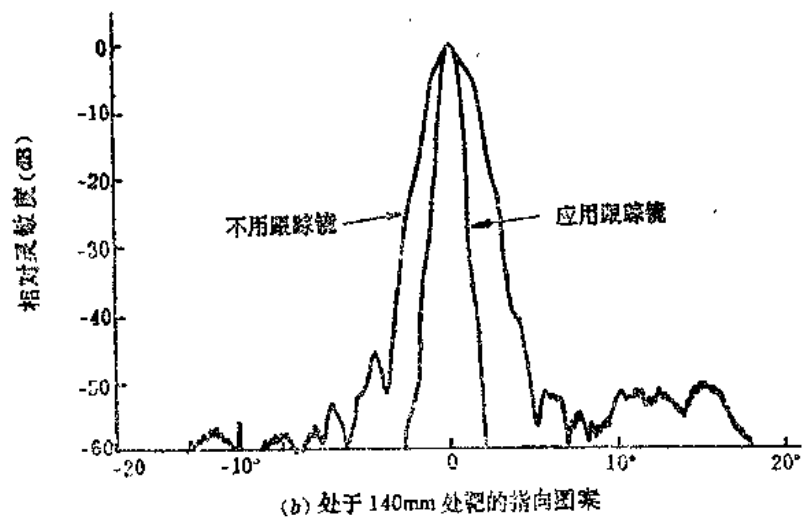
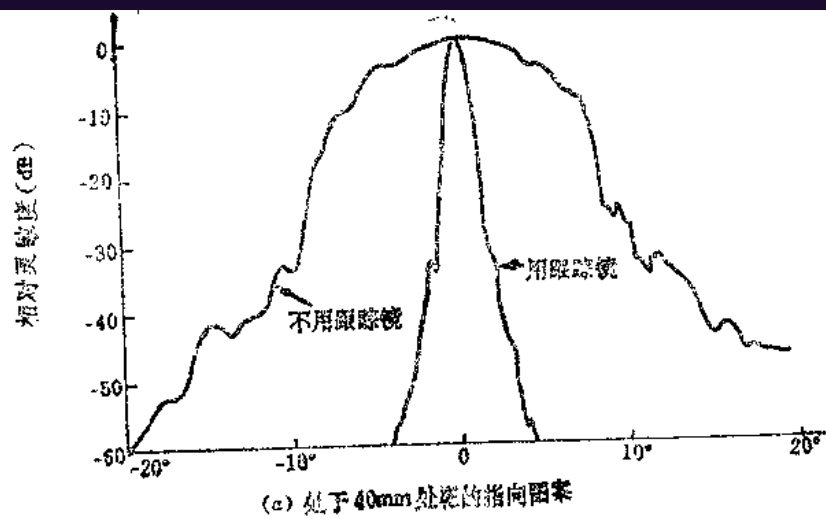
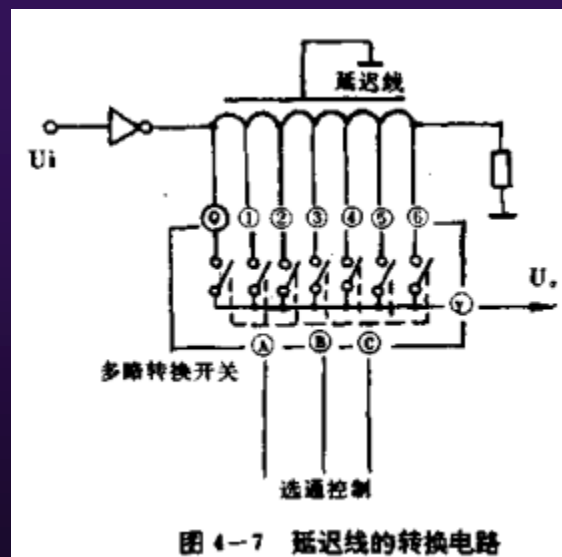
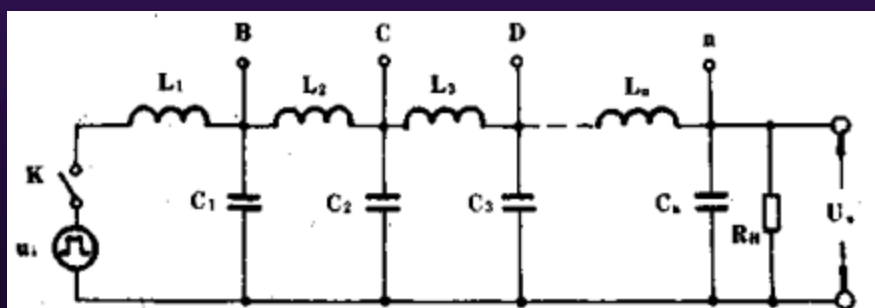
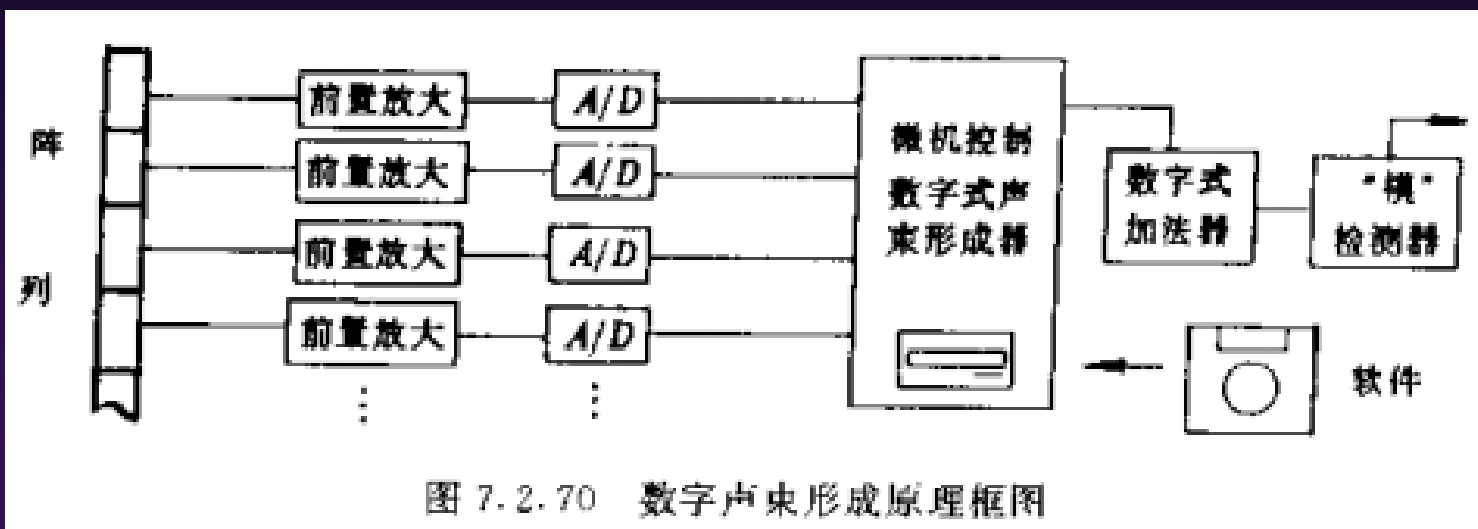
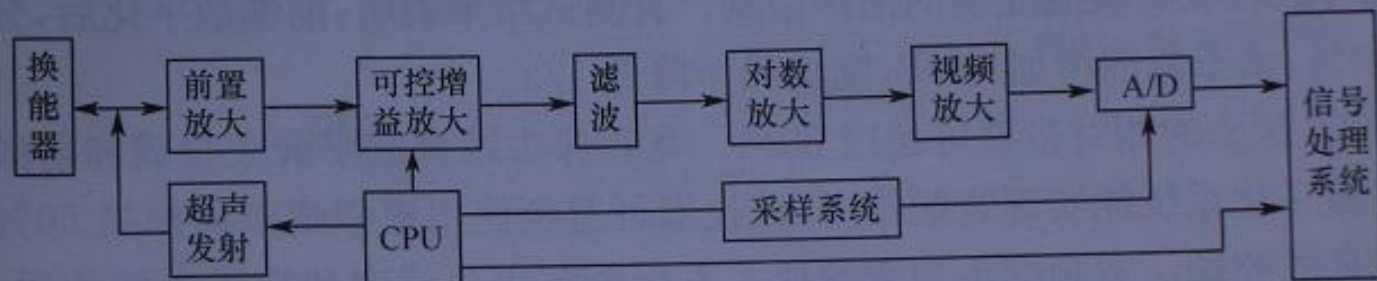
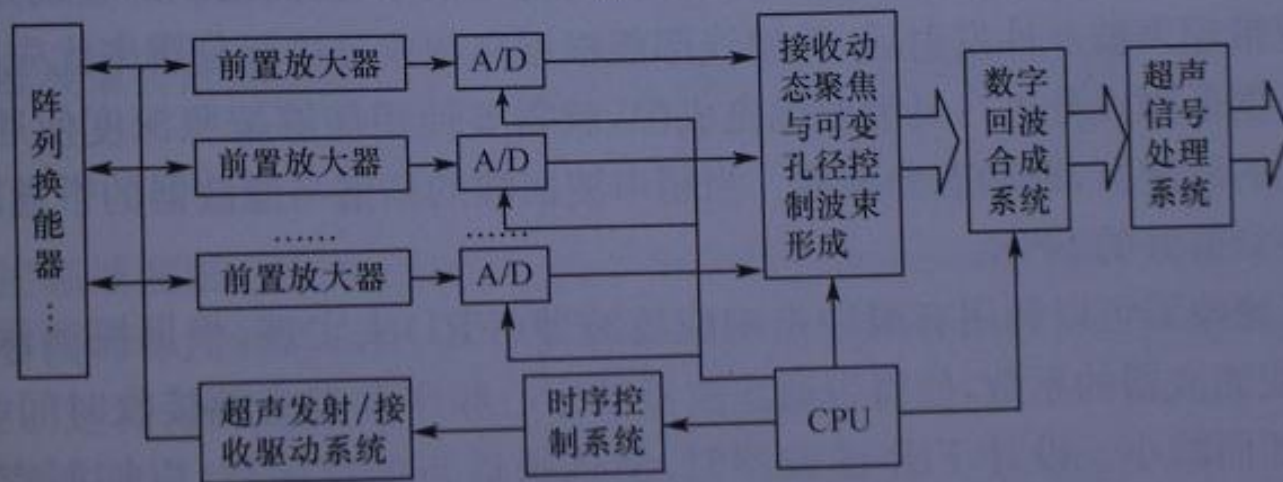


图7-41 3.5MHz线阵探头跟踪镜聚焦指向图





(a)



(b)

图 6.147 传统模拟 B 超与全数字化 B 超的前端方框图比较(周盛等,2007)

(a)传统模拟 B 超;(b)全数字化 B 超

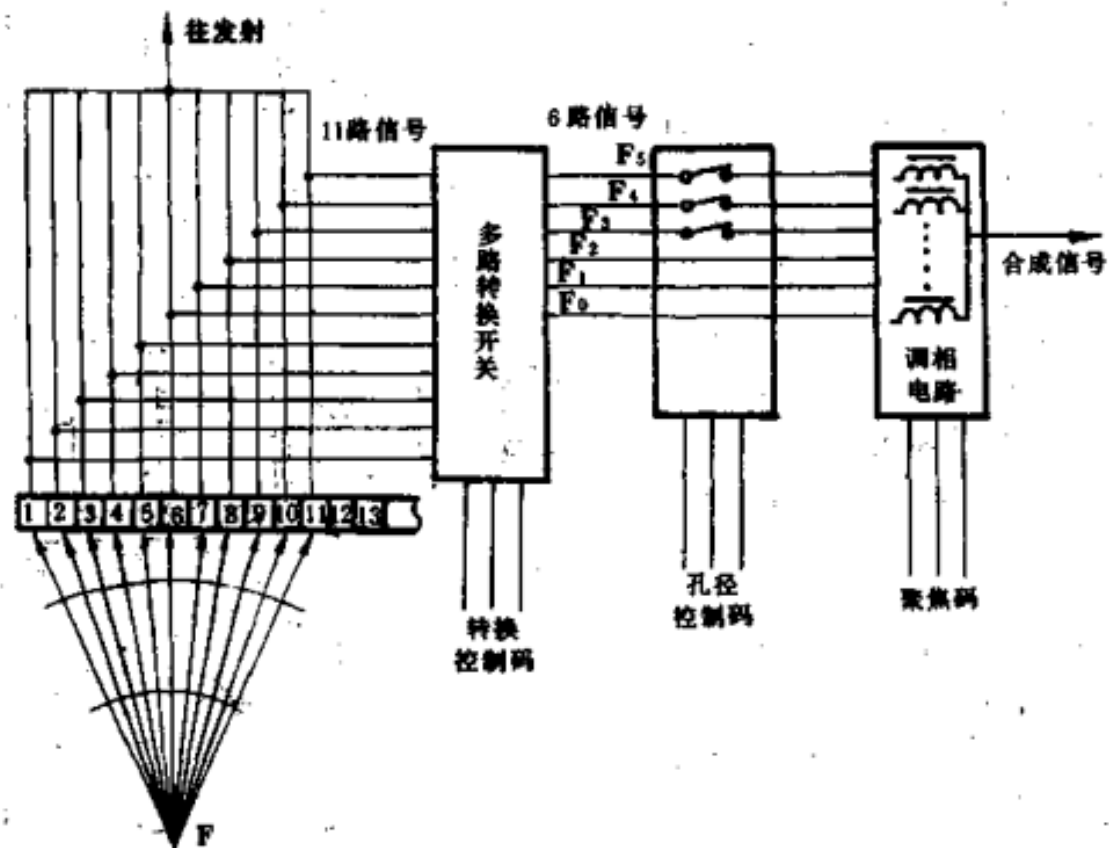


图 5-2 接收信号合成过程示意图

四 接收信号的预处理电路原理

1 信号处理流程

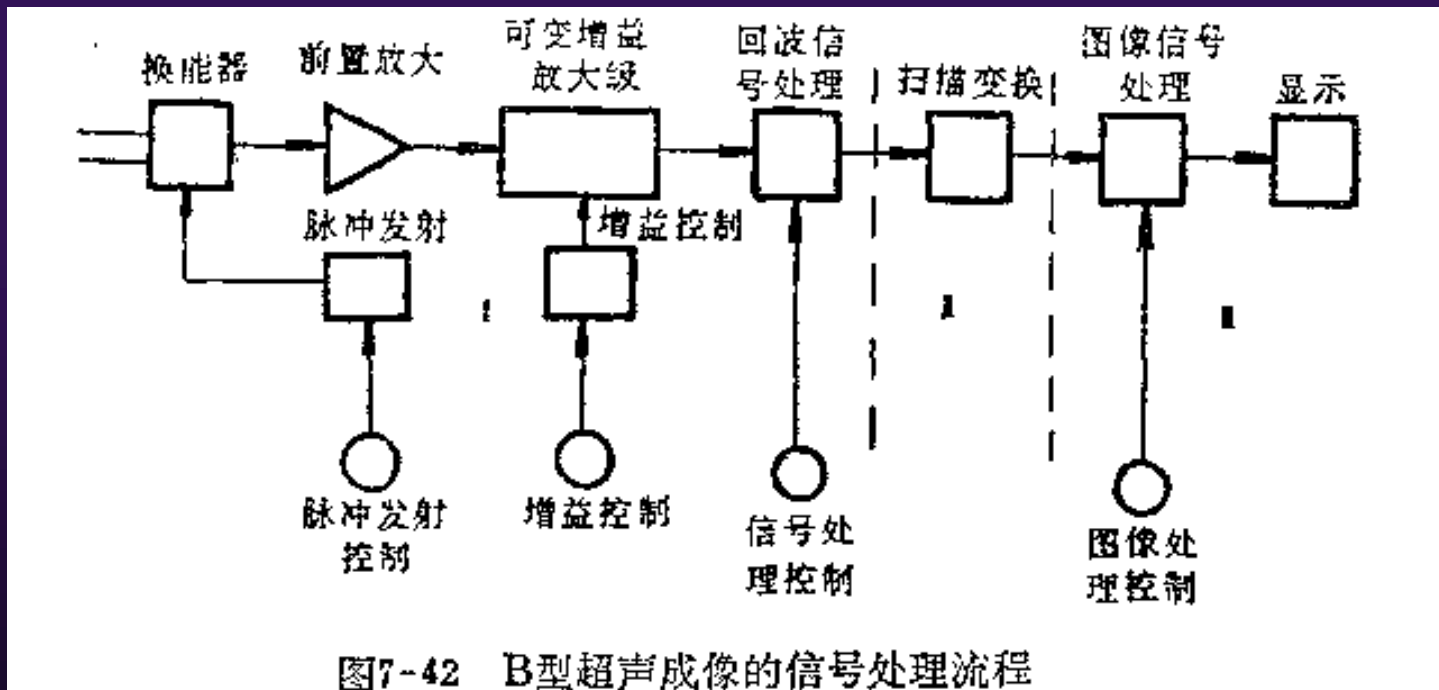
- 回声信号，经过三个过程；
- 预处理；
- 扫描变换；
- 后处理

由超声探头所接收到的回声信号，需经过预处理，扫描变换和后处理3个信号处理过程，才能示B型超声断层图像。预处理阶段是模拟信号的时域处理，包括射频信号放大，检波和视频信号放大，实现信号衰减补偿和动态范围压缩。数字扫描变换(DSC)阶段将模拟声数据转换为数字数据存入图像存储器，并实现扫描制式变换。后处理阶段对像素信号进行变换并图像显示。扫描变换和后处理属于数字图像处理过程。

预处理：模拟信号的时域处理；

数字扫描变换：图像存储器，扫描制式变化

后处理：对像数信号进行变换并进行图像显示，属于后处理；



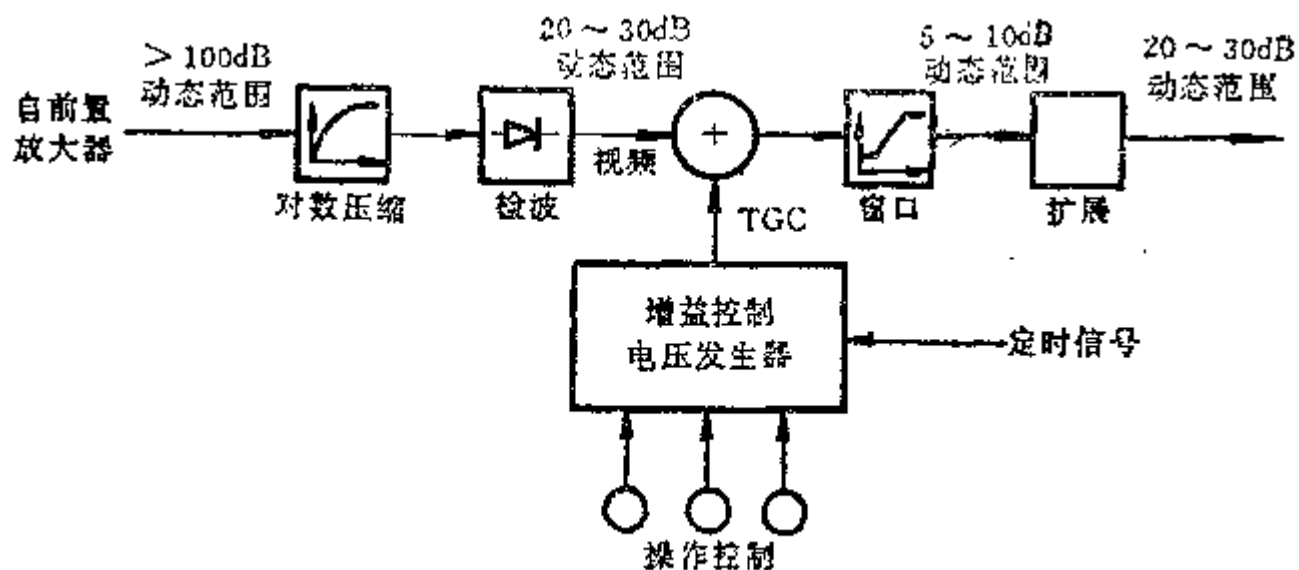


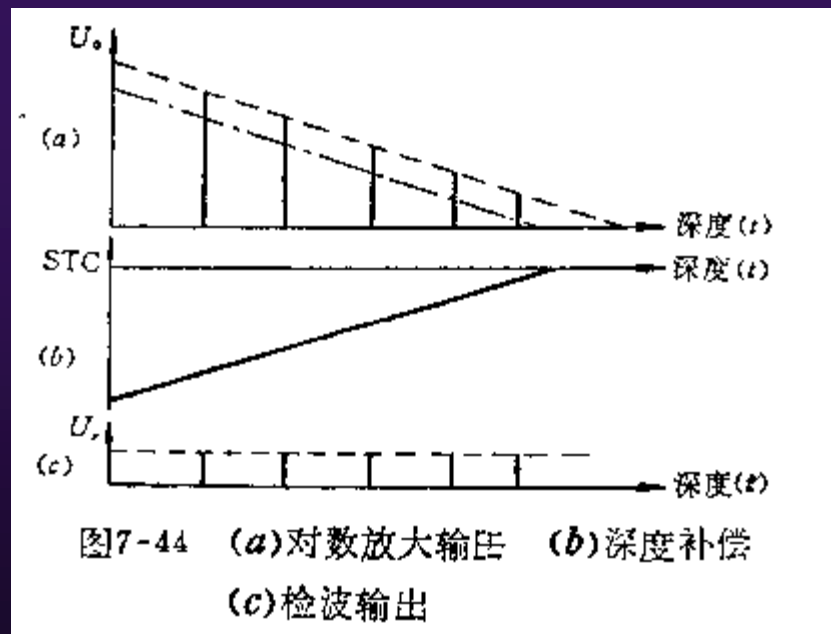
图7-43 B型超声图像仪的回声信号予处理流程

时间增益补偿电路

- 多级可变增益放大器;
- 在前置放大后对信号进行对数压缩, 再由检波获得视频信号, TGC;

2 对数放大

- ◆ 采用对数放大器的目的之一是压缩有用信号，并尽可能地使其保存较大的动态范围；
- ◆ 对数放大后改变声信号随距离按对数变化的特性，为线性补偿提供了方便；

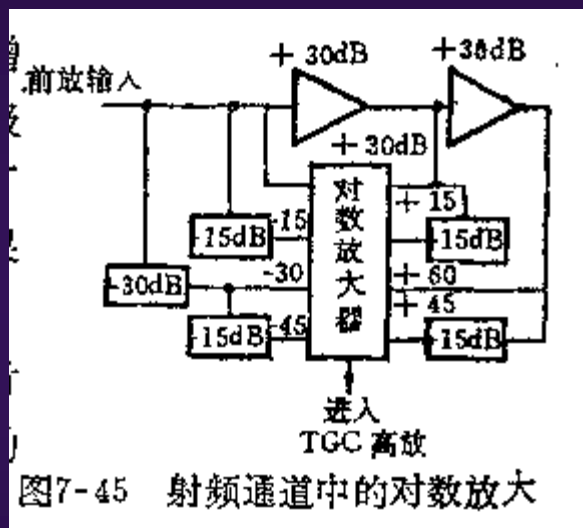


对数放大电路的实现

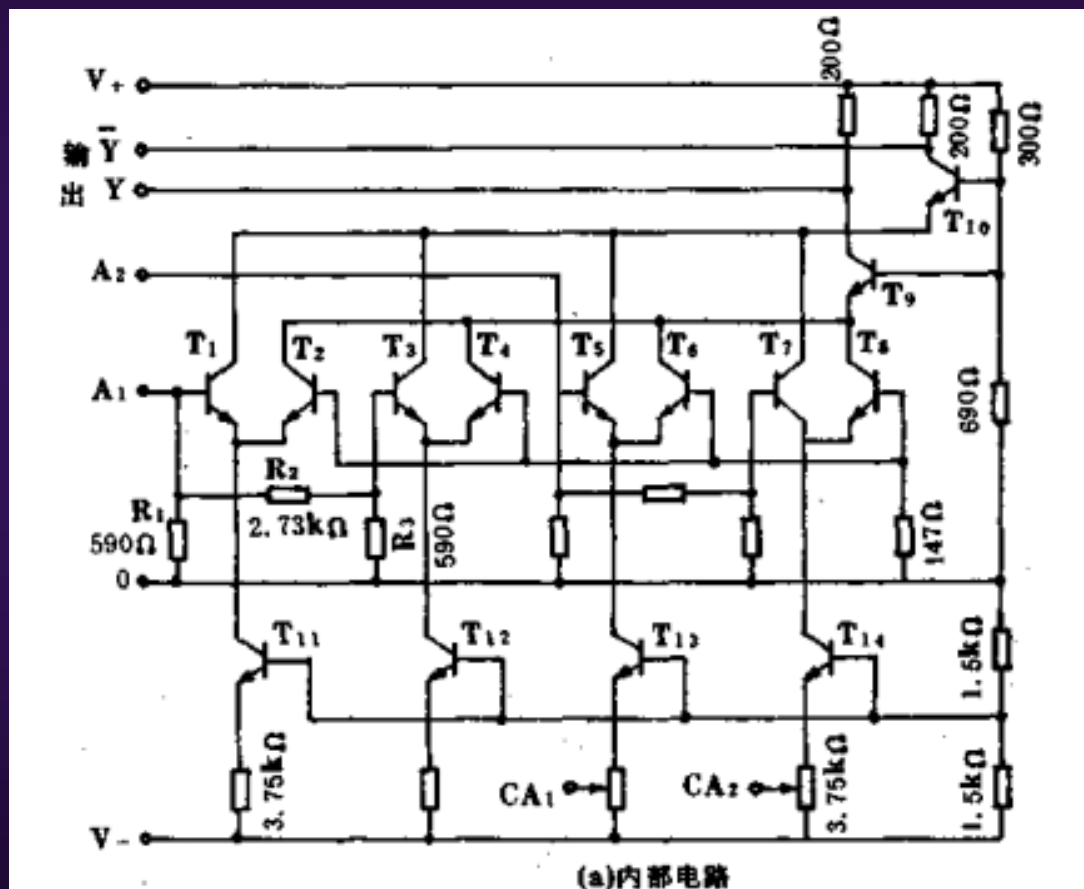
1) 基本考虑和计算

两类对数放大处理的实现：

- 一种是PN结真对数原件的真对数放大器；
- 另一种是近似对数放大器；
- 也有书称为一种是折线近似，一种是多段逐次饱和；



2) 使用对数放大电路的分析



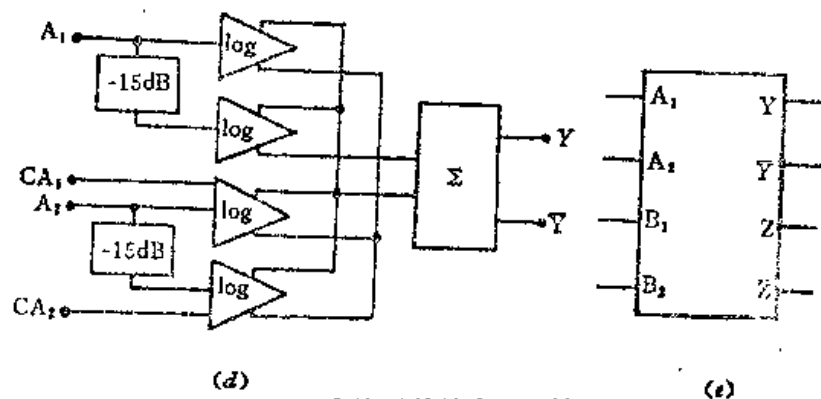
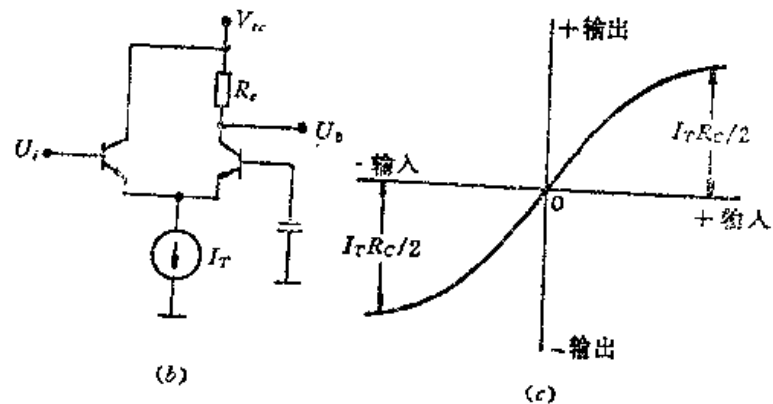


图7-46 交流对数放大器电路原理

(a) 电路图 (b) 差放对数单元 (c) 特性曲线 (d) 联接法 (e) 符号

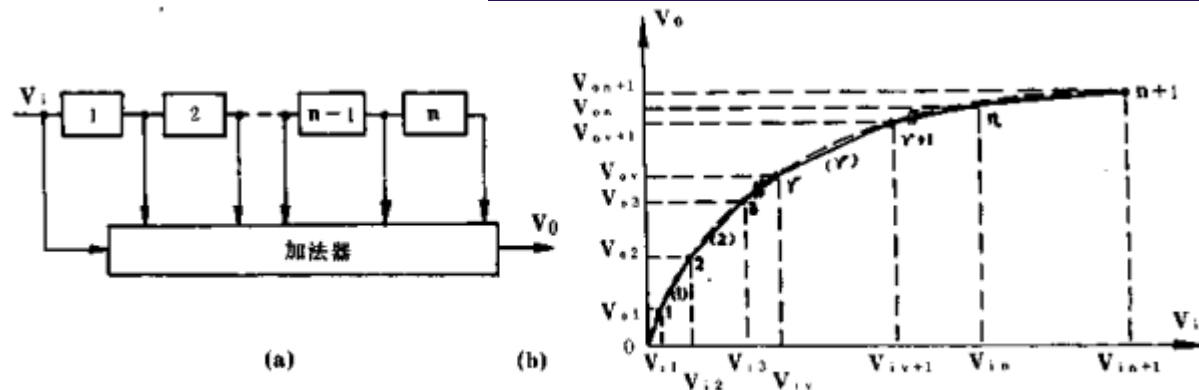


图 5-22 电压相加型对数放大器原理及其振幅特性

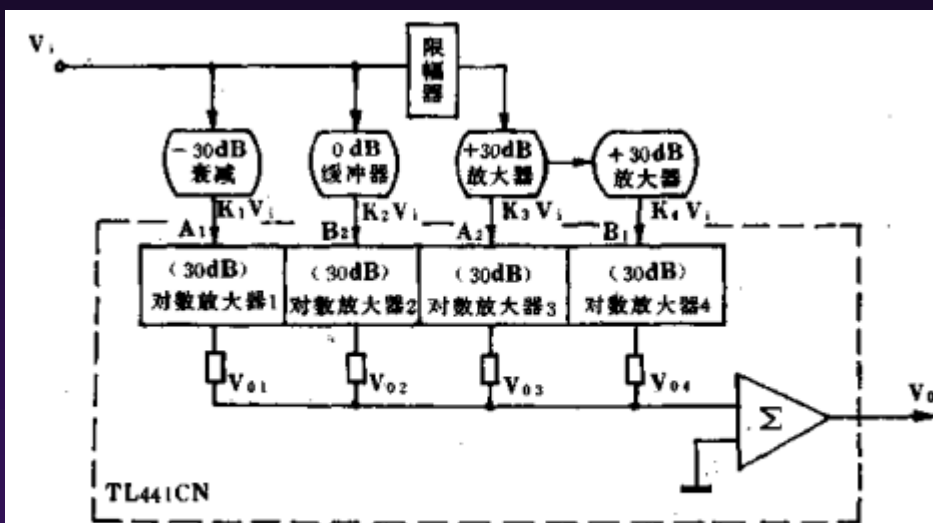
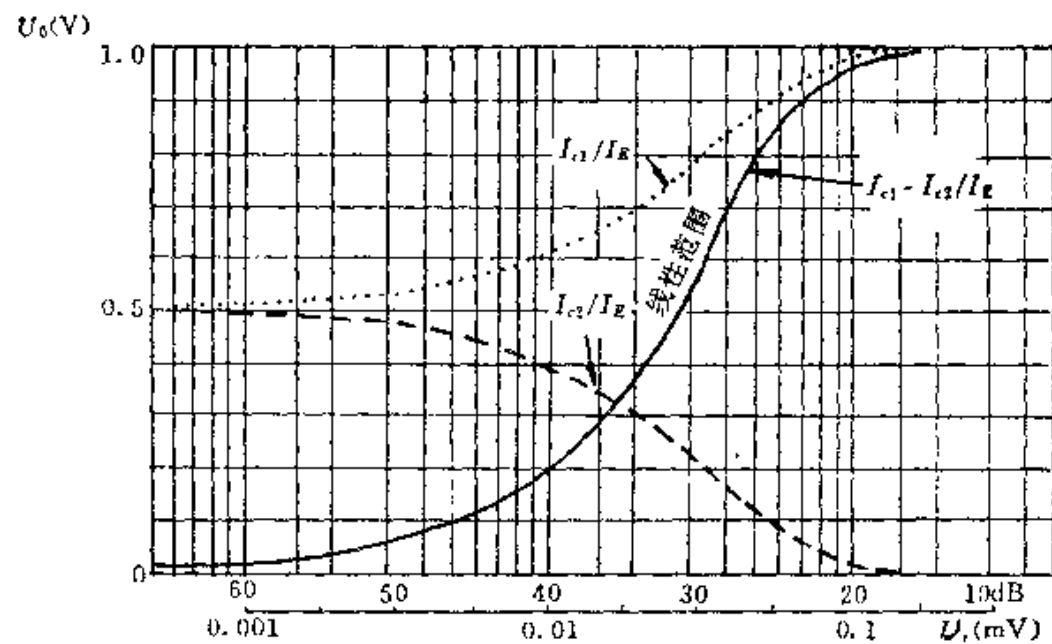


图 5-23 用 TL441CN 构成大动态范围对数放大器



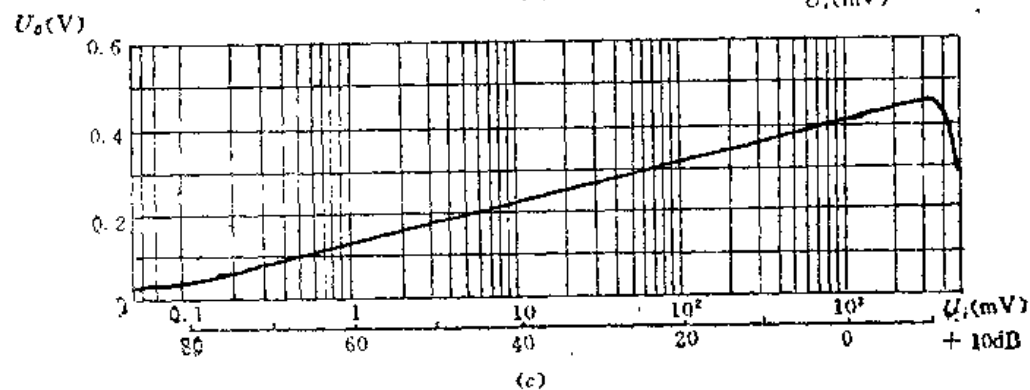
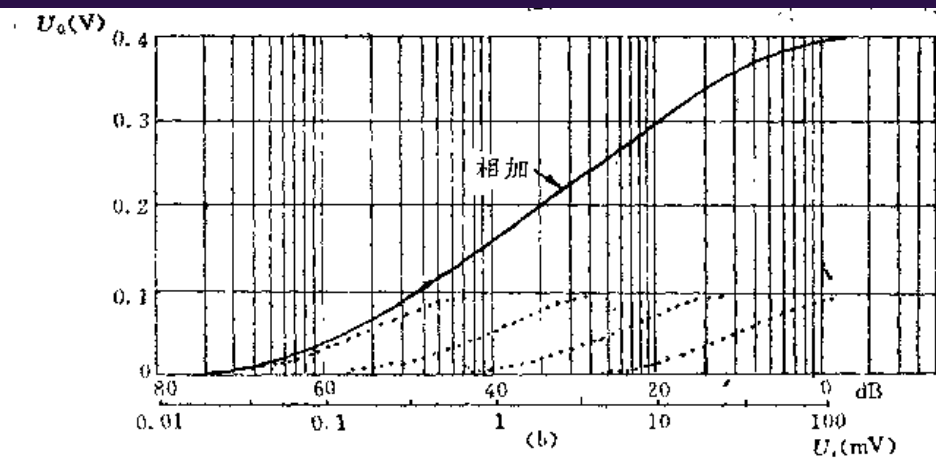


图7-47 (a)电流与输入电压关系曲线 (b)四级差放输入与输出特性 (c)集成对数放大特性

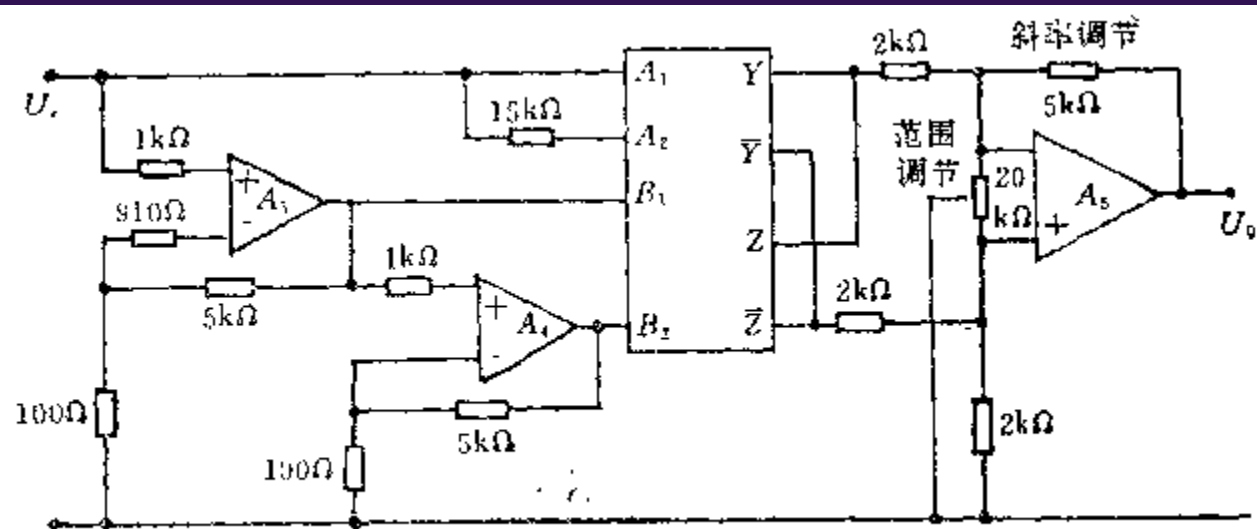


图7-48 高于80dB动态范围的对数放大器

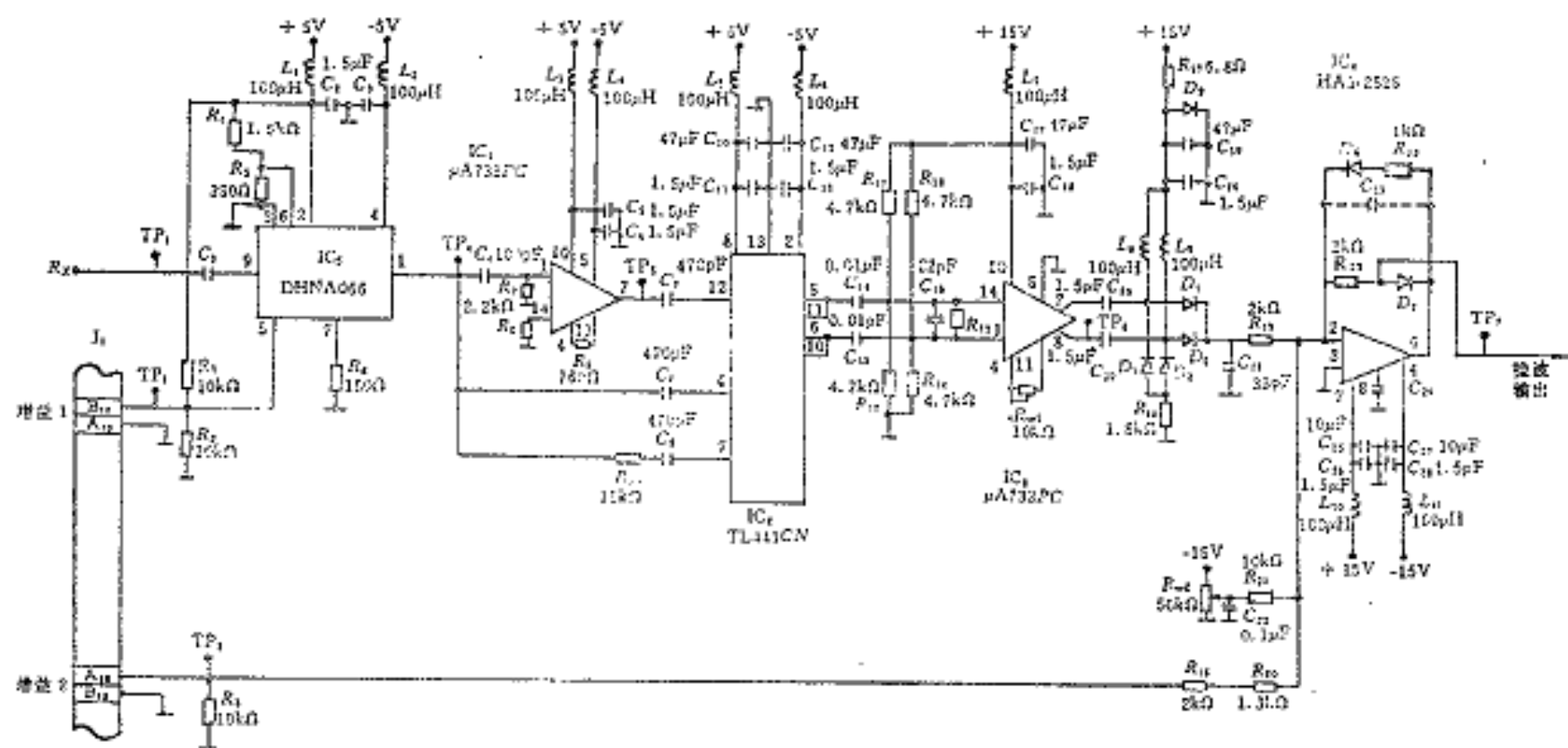


图7-49 对数放大器实例

五 深度补偿电路

- 超声波在生物组织媒质中传播时的衰减规律是指数规律，所以为显示比较均匀图像。需随深度进行补偿；

主要有手动和自动两种：

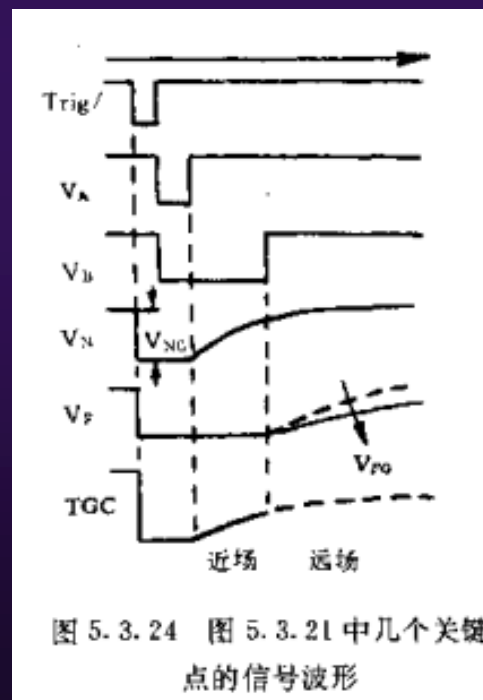
- TGC
- AGC

1) 手控深度增益补偿

- 控制斜率式;
- 对中增益调节式;
- 选通增益控制;
- 分段增量控制;

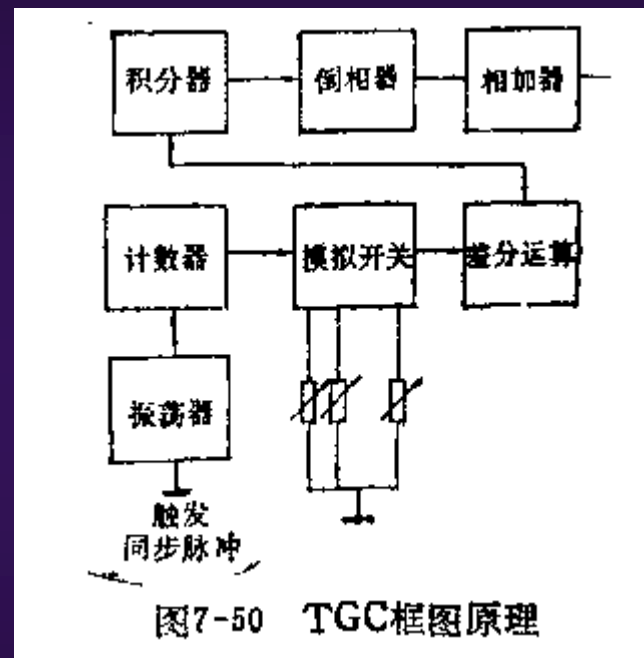
2) 自动深度增益补偿

- 如按了AUTO键就有DGC曲线开始作用，不能随意调节，只能适合一些刚好与设计相近的情况；
- 前置自动深度增益补偿：控制接受回声的前置放大级，以抑制近区的极小部分回声；
- DGC技术控制三参数；
- DGC技术控制的准则；
- 合理增益补偿；

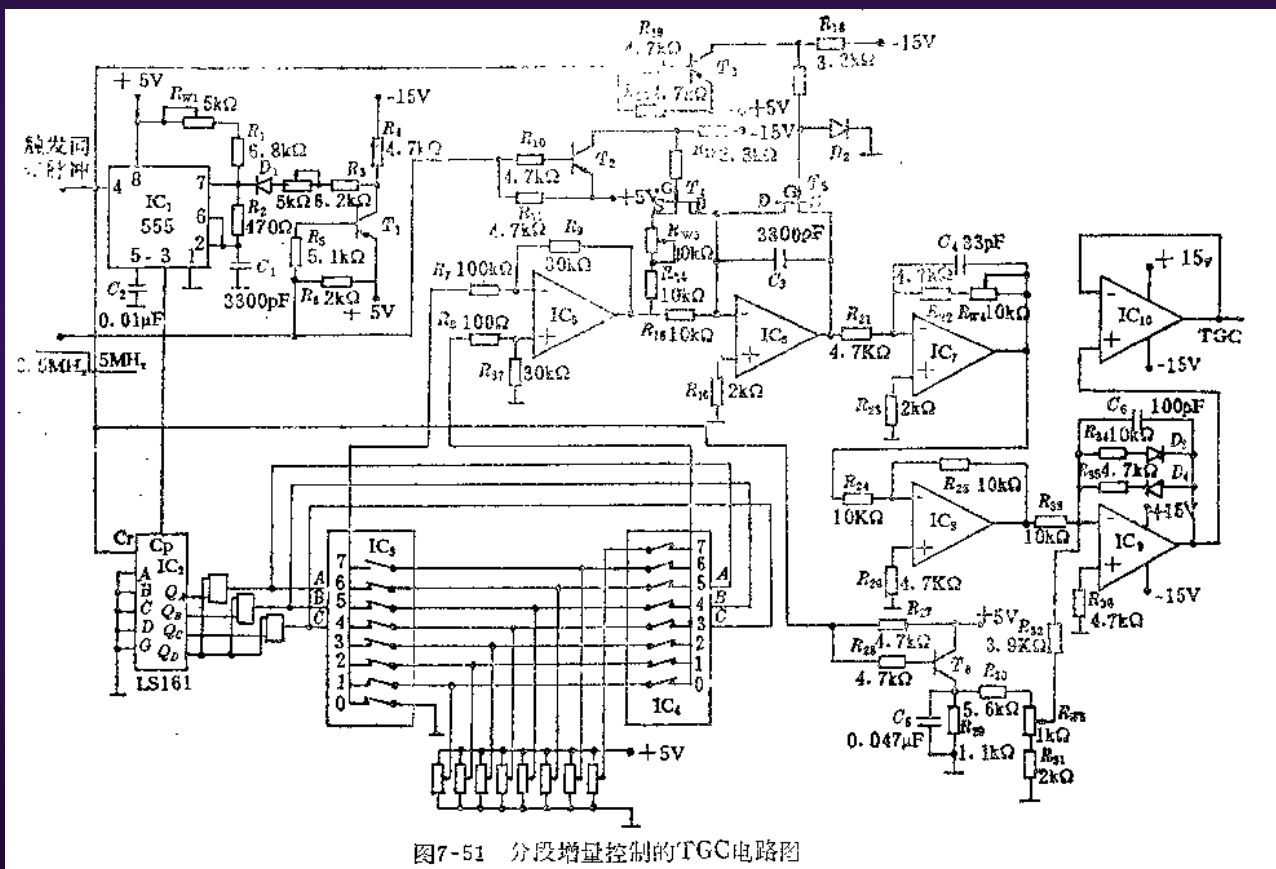


二) 深度增益补偿电路分析

- 分段增量控制电路;
- 最简单的系统是利用可调起始点的斜升电压波形, 指数电压波, 方形波相互叠加, 并调整参数值来实现
- 前置级中可以采用固定DGC电路, 抑制体表和探头空载时的强反射信号, 同时使用分段增益可控电路;



分段增益控制的TGC电路



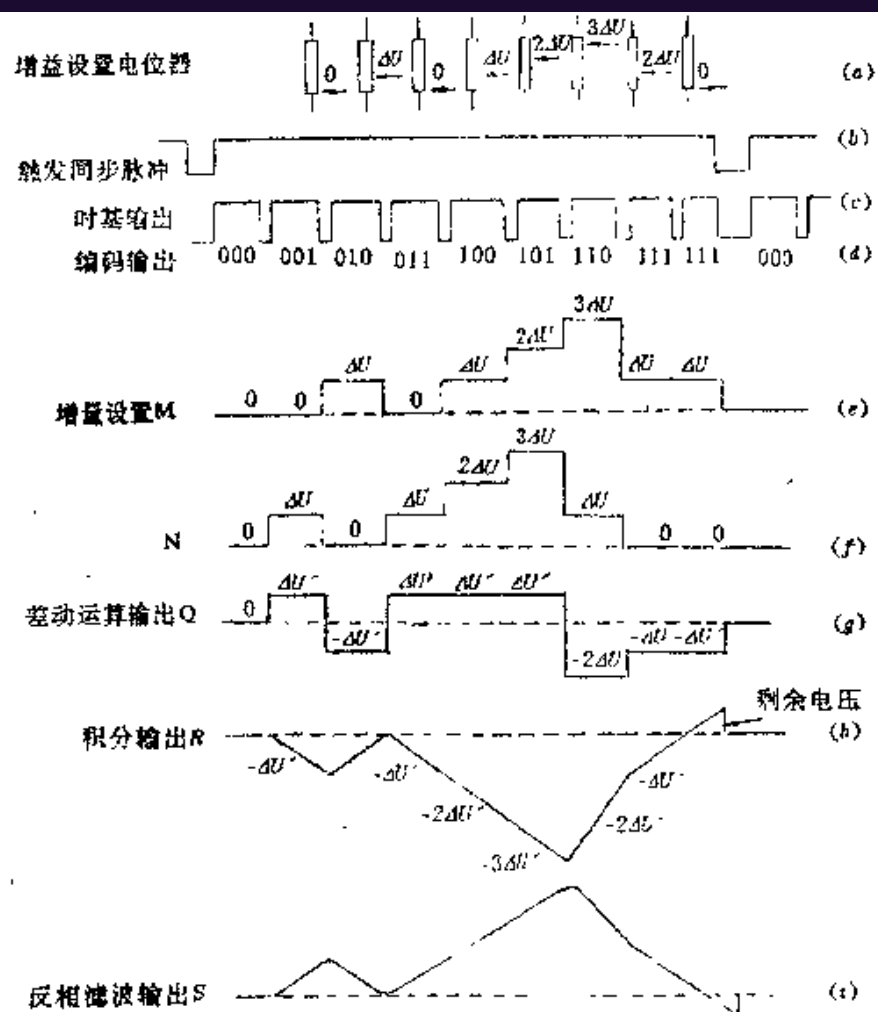


图7-52 分段增量控制TGC波形图

自动深度衰减补偿

硬件方法，软件方法

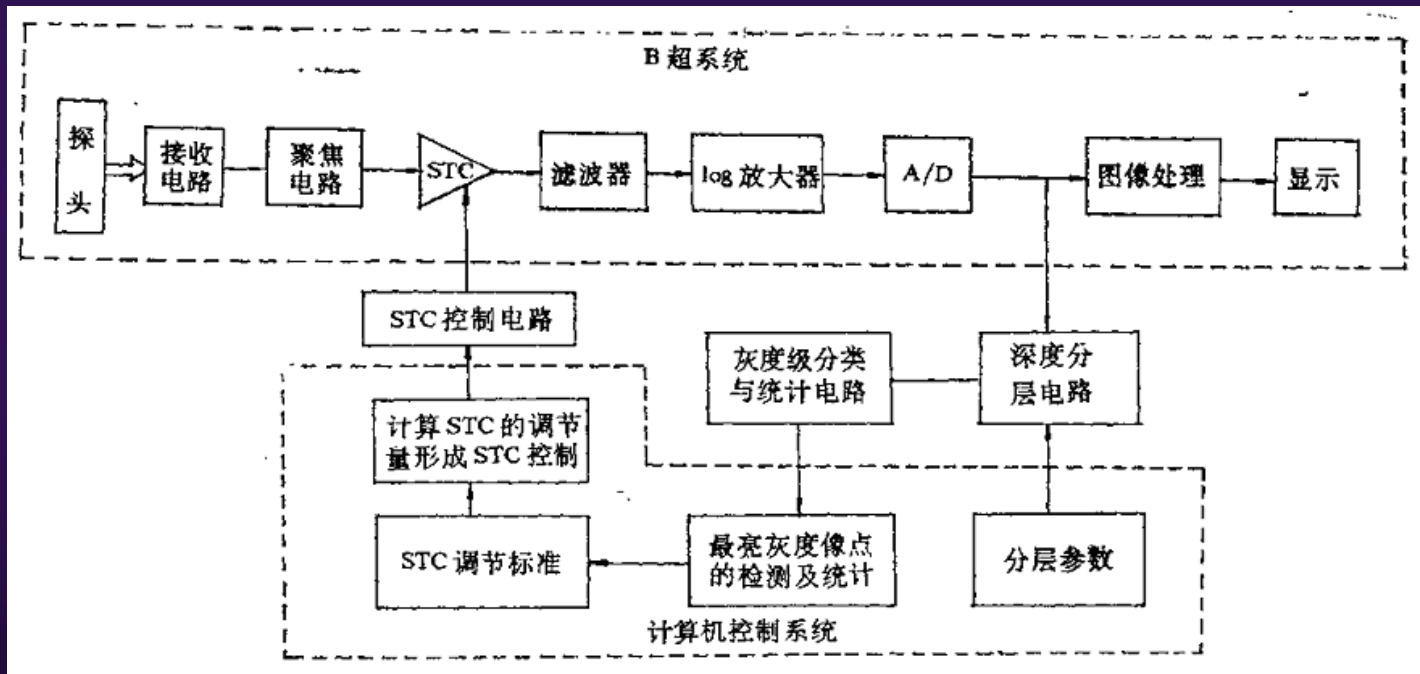


图7-53 计算机控制的自动TGC原理图

直方图统计法

首先利用传统DGC组织器官的B型超声图像，作出一幅图像的直方图。它反映了灰阶的概率分布，其峰值是概率最大的像素灰阶。以此为中心，划定主要回声的灰阶范围，并以此组织类型的衰减量作为平均衰减量。然后，让每一个像素与中心区的上下限阈值比较，如果其灰阶低于下限，则该像素属于低衰减区，其衰减补偿量较小，如果其灰阶高于上限，则该像素属于高衰减区，其衰减补偿量大。在图7-54 (a) 为灰阶直方图，图 (b) 为统计流程图。直方图统计处理对于消除低回声后的高回声伪像有一定意义。

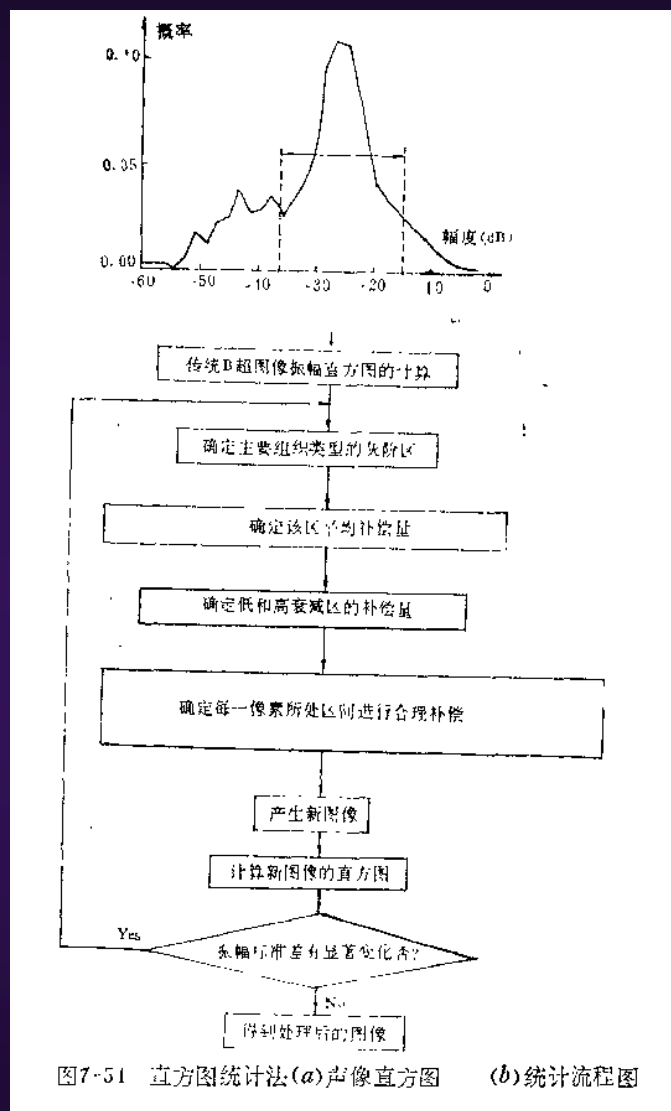


图7-51 直方图统计法(a)声像直方图 (b)统计流程图

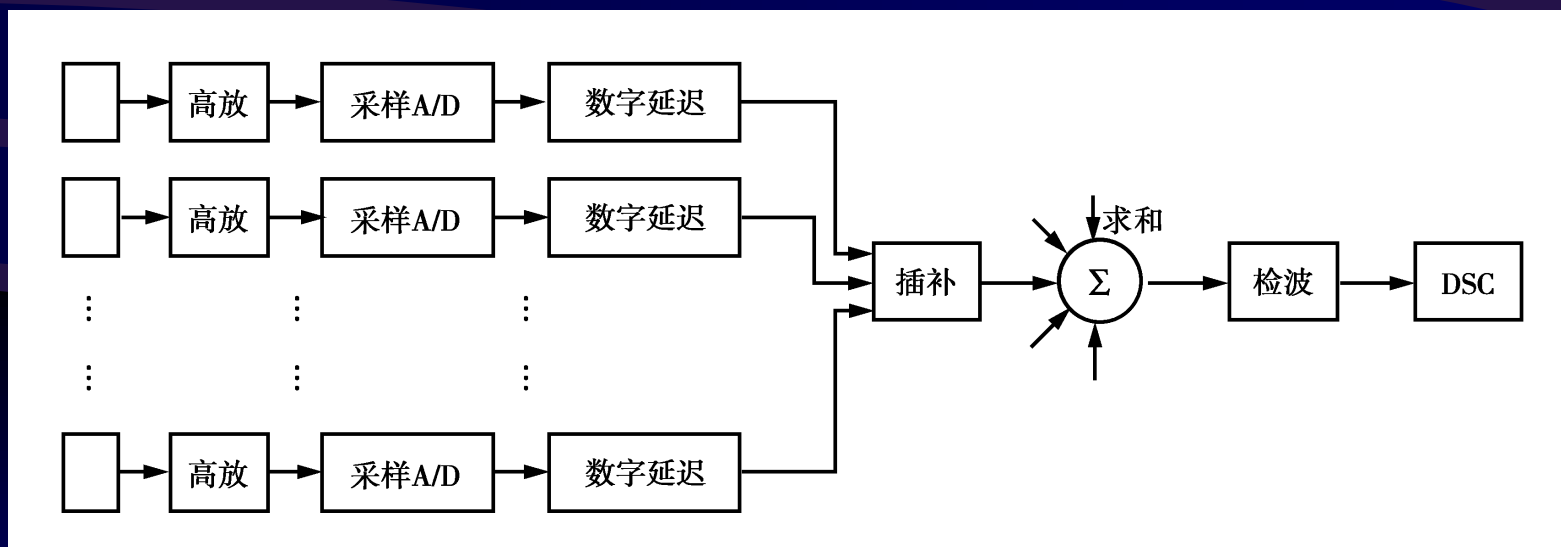
第五节 全数字B超

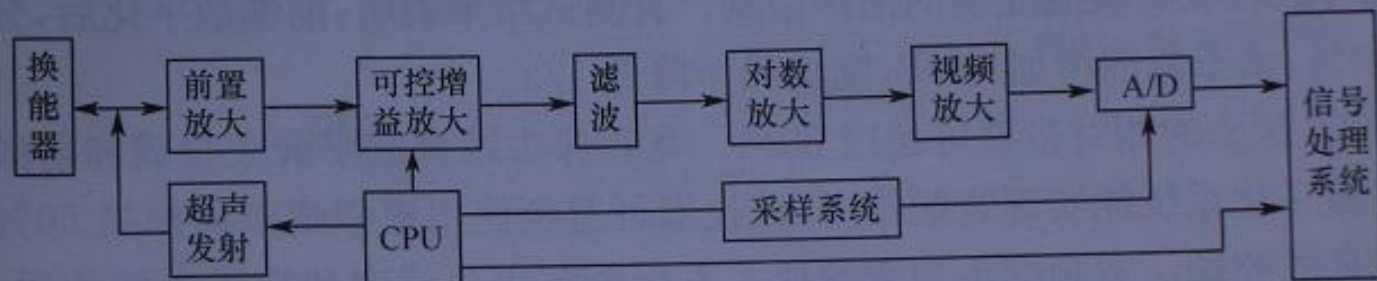
1. 超声的全数字技术

2. 全数字B超分析

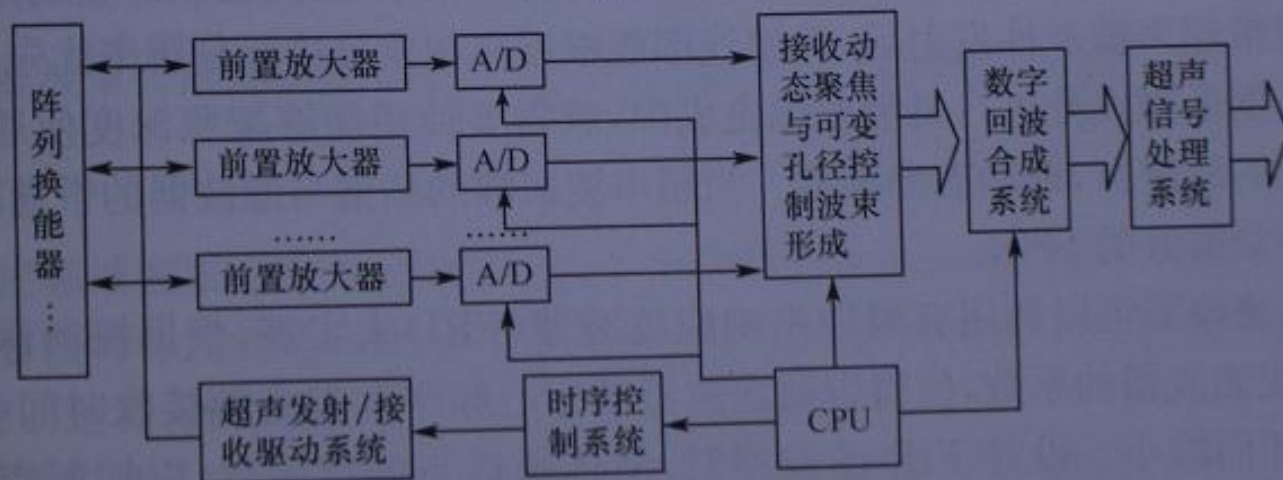
全数字型B型超声诊断仪

- 随着电子产品的数字化进程的加快，全数字化B超成为B型超声诊断仪的发展方向。





(a)



(b)

图 6.147 传统模拟 B 超与全数字化 B 超的前端方框图比较(周盛等,2007)

(a)传统模拟 B 超;(b)全数字化 B 超

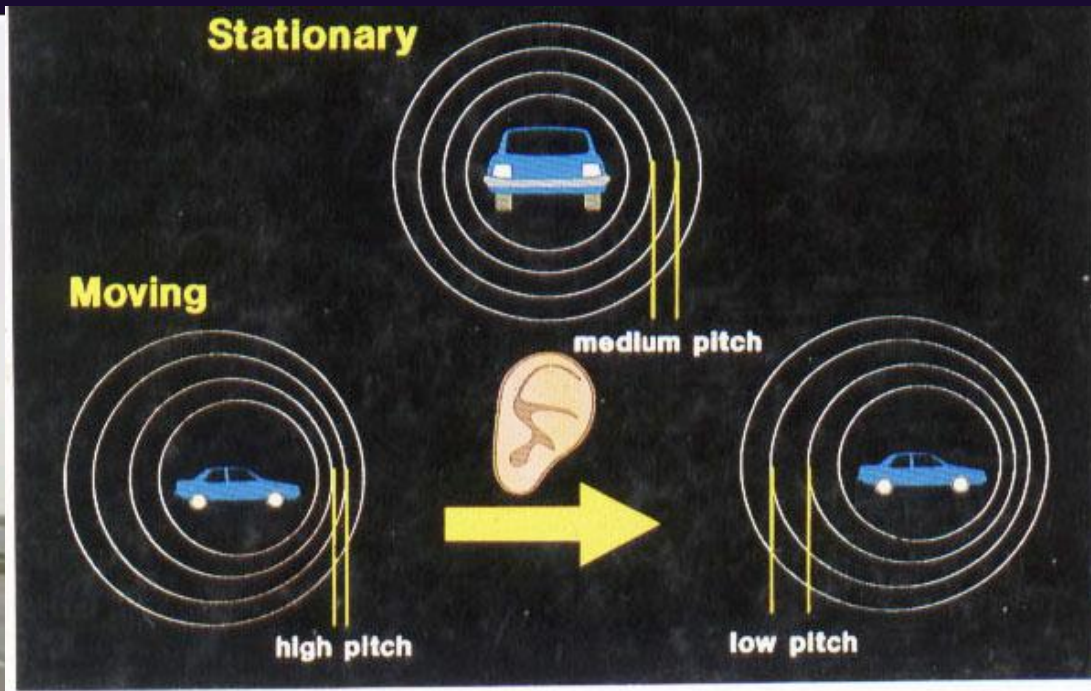
- 目前已研制出全数字计算机信号处理的超声诊断系统，它采用软件控制，可随时加入新的软件程序以更新整机功能，并能够配接不同的探头系统，如机械扇扫探头、线阵探头、凸阵探头、相控阵探头、环阵探头、腔体探头等，可以显示B型、M型、脉冲和连续多普勒信号及二维彩色多普勒血流图，实现多参量、多方位综合诊断。

-

第六节 超声多普勒成像

1. 多普勒效应
2. 多普勒技术
3. 多普勒探头
4. 多普勒频移信号的显示
5. 多普勒成像系统

1. 多普勒效应



多普勒效应是指由于波源和观察者之间有相对运动，使观察者感到频率发生变化的现象，它是奥地利物理学家多普勒在1842年发现的。

一、多谱勒效应

一）、多谱勒效应分析：当声源和接收者存在相对运动，接收者接收的频率与发射频率不同（即 $f > f_0$ 、 $f < f_0$ ）。

1. 波源和接收体的相对运动发生在两者的连线上，接收者接收到的声波频率为

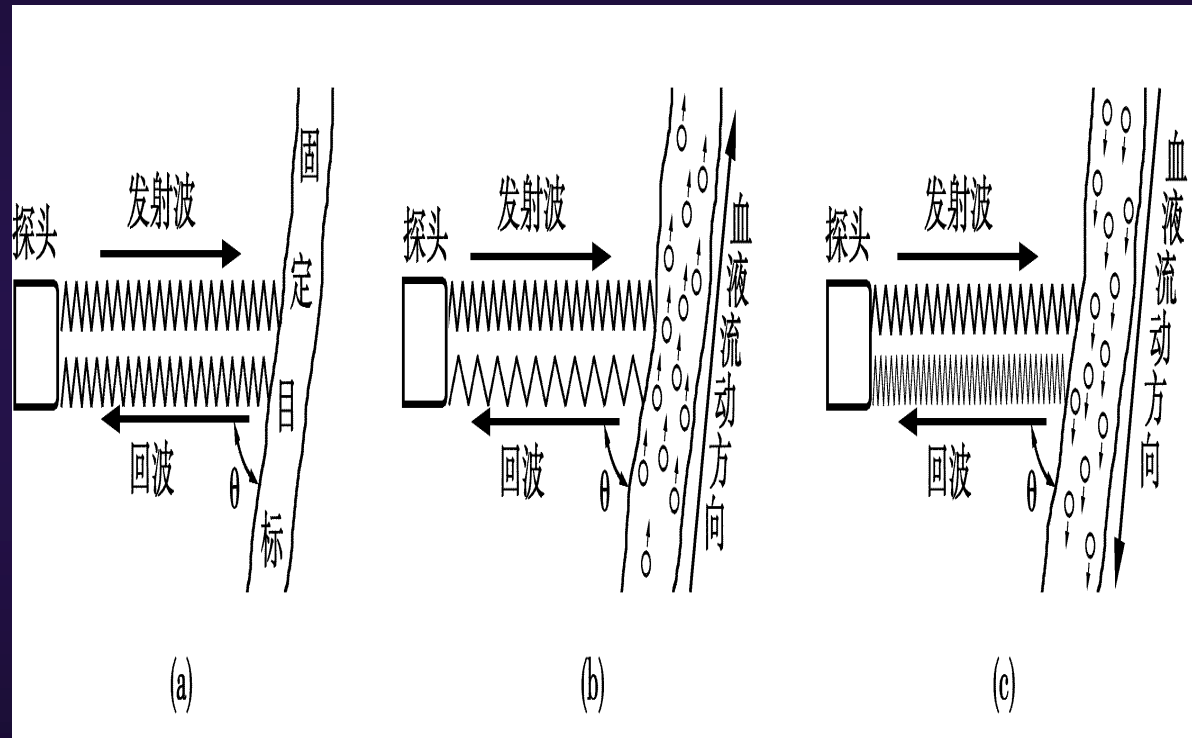
$$f' = \frac{c \pm v}{c \mp u} f$$

2. 波源和接收体相对运动方向成一定的角度

$$f' = \frac{c \pm v \cos \beta}{c \mp u \cos \beta} f$$

(二) 应用多普勒效应测量血流速度的基本原理

$$\Delta f = 2f \cos \theta \cdot v / c$$



多普勒频移

- 频移往往在听觉的范围内
 - 人类的听觉声波范围: **15 Hz – 20 kHz**
- 一般的多普勒角度时**30-60 度**
- **At >60 °** ; 小的角度误差会造成速度上大的差别
- **At <20 °** , 会产生折射和混淆等误差

$$f_d = f_i - f_r = \frac{2v \cos(\theta)}{c_t} f_i$$

不同多普勒角下, 有3° 角度误差时造成的血流速度误差;

Angle (degrees)	Set Angle (degree)	Actual Velocity (cm/sec)	Estimated Velocity (cm/sec)	Error (%)
0	3°	100	100.1	0.14
25	28°	100	102.6	2.65
45	48°	100	105.7	5.68
60	63°	100	110.1	10.1
80	83°	100	142.5	42.5

二、超声多普勒技术

1、超声多普勒技术在医学上的应用

- § 超声多普勒应用临床以来，其应用价值已愈加明显，尤其在以运动器官为主要研究对象的心血管科，超声多普勒诊断仪更成为不可或缺的有力诊断工具；
- § 原理应用：运动结构（如心脏瓣膜）或散射子集合（如血管中的红细胞群体）反射回来的超声波束，检测出其中的多普勒频移，得到探查目标的运动速度信息，然后被人耳监听、用仪器去分析、用图像去显示或者用影像去显现人体内部器官的运动状态。

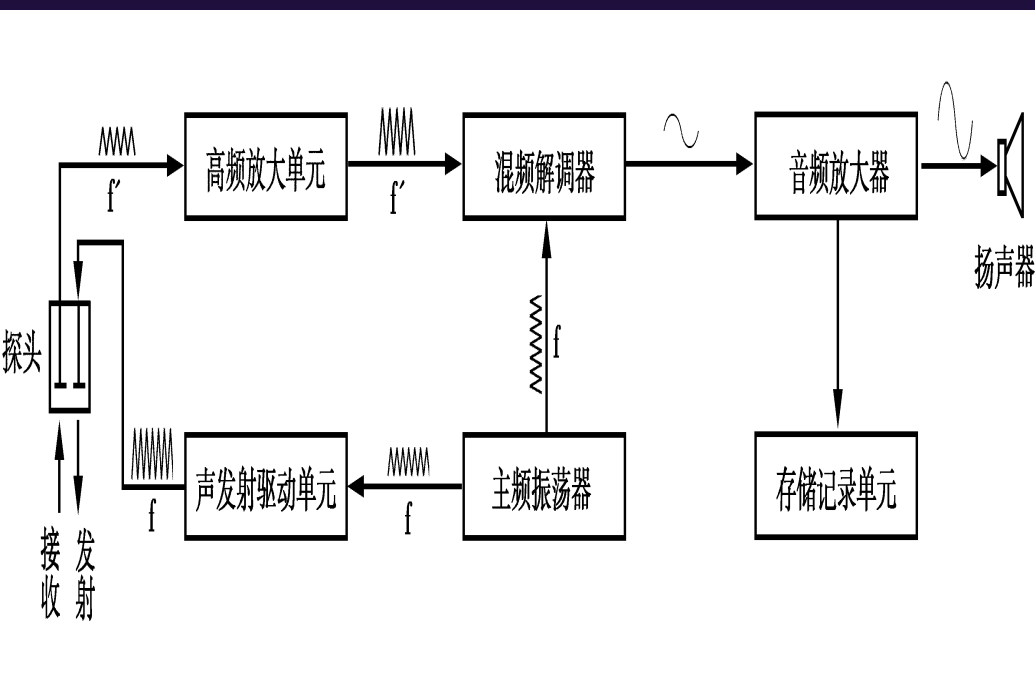
- 发展的主要阶段

1. 连续波式多普勒系统 (continuous wave doppler)
2. 脉冲式多普勒系统 (pulsed wave doppler)
3. 彩色多普勒血流成像系统 (color doppler flow image, CDFI) , 也被称为彩色血流图 (color flow mapping, CFM) 。

分类

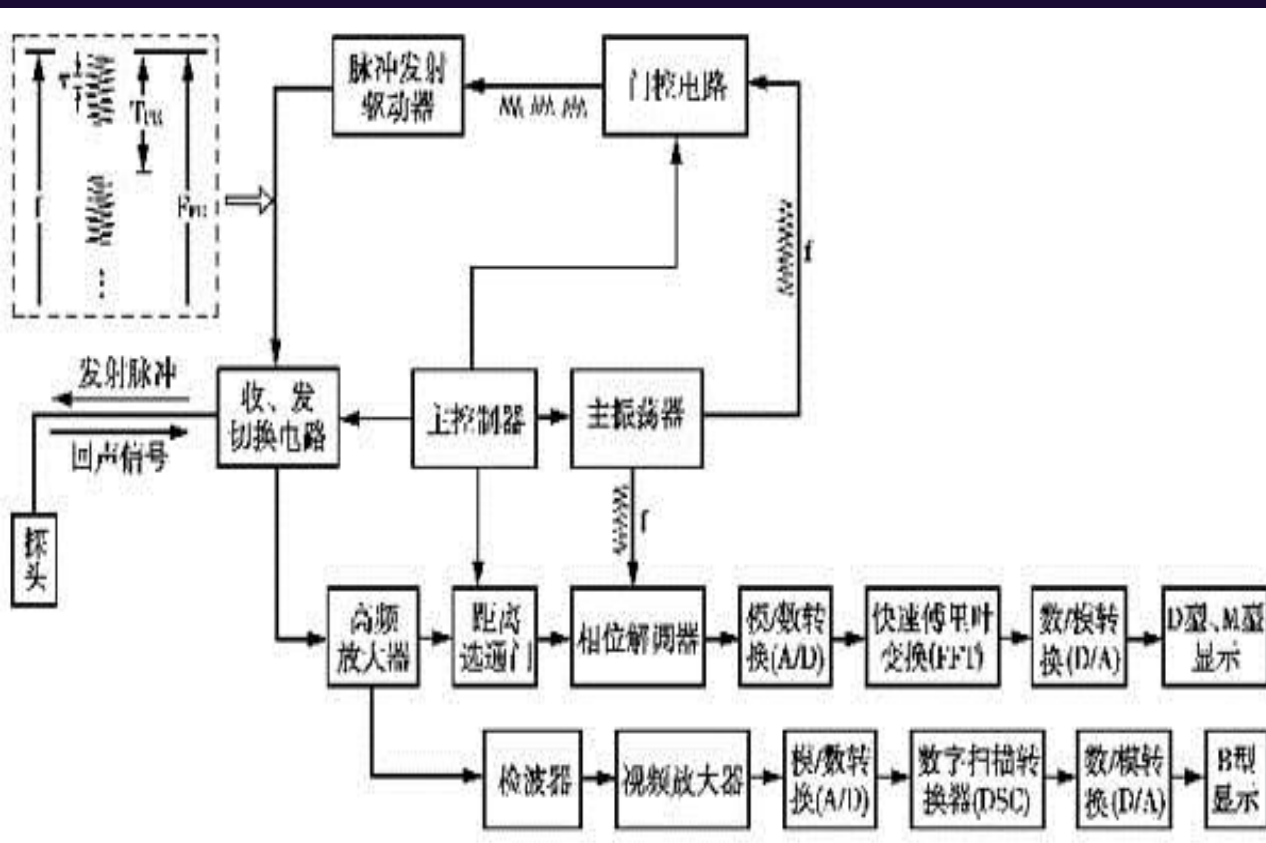
根据多普勒探头是否连续发射和接受超声以及是否测定血流分布等将超声多普勒分为连续、脉冲与彩色。

连续超声多普勒诊断仪



- 优点：测定高速血流。
- 缺点是不具备距离选通的能力，不能做准确的定位诊断

脉冲超声多普勒诊断仪



- 优点：获得不同部位的血流频谱
- 缺点：因脉冲重复频率的影响，出现频率失真，使血流速度测定受限。

彩色多普勒血流显像仪

- 脉冲多普勒探测的只是一维声束上超声多普勒血流信息，它的频谱显示表示流过取样容积的血流速度变化。脉冲多普勒技术也被称为一维多普勒。
- 一维多普勒在测定某一位置的血流是很方便的，如果要了解瓣口血流流动的详细分布，一维多普勒就很困难，只能一个点一个点地测，把每一个点的血流速度记录下来，最后得到一个大致的气流轮廓。

- 彩色多普勒成像，对于血流方面的多种状态具有强大的显示能力，如：
 - 同时显示心脏某一断面上的异常血流的分布情况；
 - 反映血流的途径及方向；
 - 明确血流性质是层流、湍流或涡流；
 - 可以测量血流束的面积、轮廓、长度、宽度；
 - 血流信息能显示在二维切面像或M型图上，更直观地反映结构异常与血流动力学异常的关系等。

超声多普勒成像仪的比较

- **连续波多普勒**以频谱显示，可单独使用，亦可与二维超声心动图结合。其优点为可以测定高速血流，缺点为不能区分信号来源深度。
- **脉冲波多普勒**亦以频谱显示，与二维超声相结合，频谱可显示血流方向，血流性质，血流速度，血流持续时间等，可供定性、定量分析。缺点是所测血流速度受探测深度及发射频率等因素限制。
- **彩色多普勒**对血流的显示是直观的，对于辨别血流的湍动、了解流速在心血管内分布较脉冲多普勒更快更好。但是，对血流的定量测定来说，脉冲多普勒与连续波多普勒却是非常有效的工具。

二）、多普勒频移的解调

解调是指从回波信号中取出 Δf 信号的过程。

1）、非定向型解调

相干解调

非相干解调

血流速度信息的提取

二）、多普勒频移的解调

解调是指从回波信号中取出 Δf 信号的过程。

2）、定向型解调

1) 单边带分离法

2) 外差检测法

3) 正交相位检测法

血流速度信息的提取和方向信息的提取

三、多普勒的探头

多普勒探头



主要利用多普勒效应测量血流参数，以及心血管疾病的诊断，亦可以用于胎儿监护。



多普勒探头

```
graph TD; A[多普勒探头] --> B[连续多普勒探头]; A --> C[脉冲多普勒探头]; A --> D[梅花形探头];
```

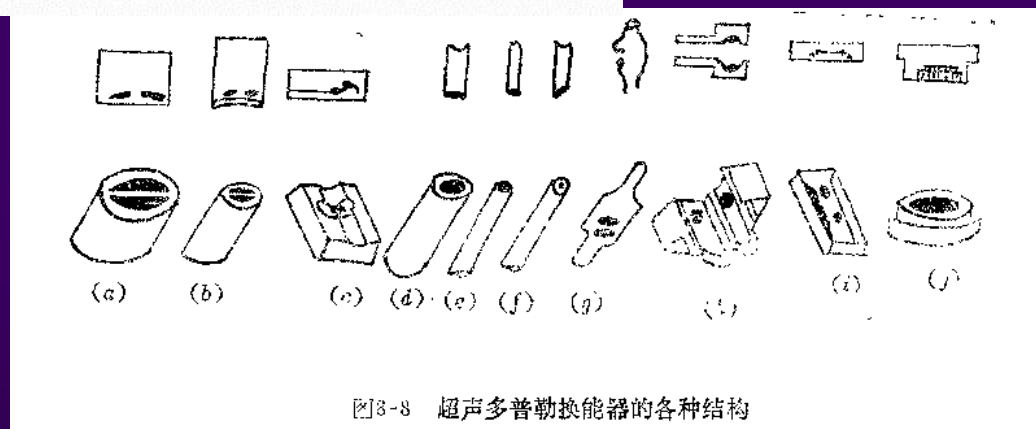
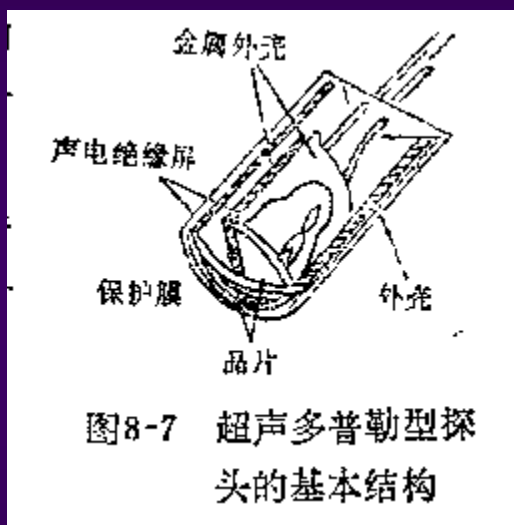
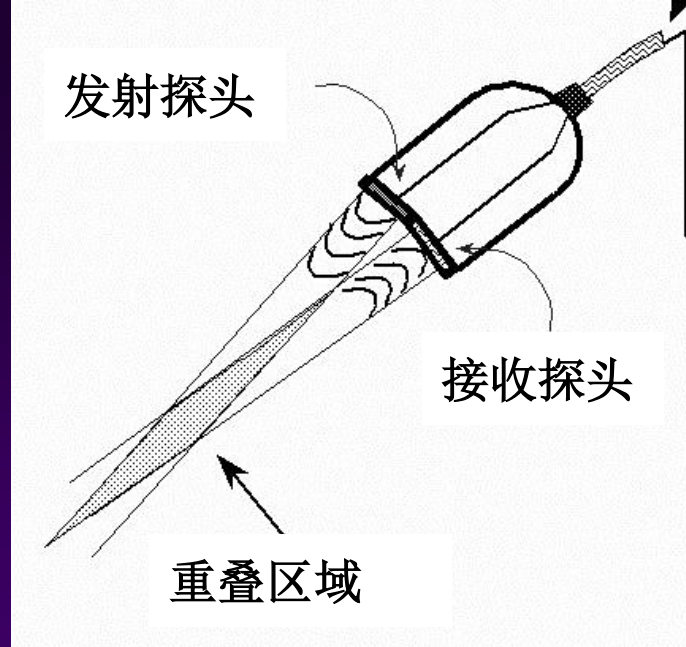
连续多普勒探头

脉冲多普勒探头

梅花形探头

多普勒型超声探头

- 中心频率通常为2-10MHz，直径为1-25mm。
- 发射器要求发射常数较大，接收器要求接收常数较大；
- 一般采用两个晶片；

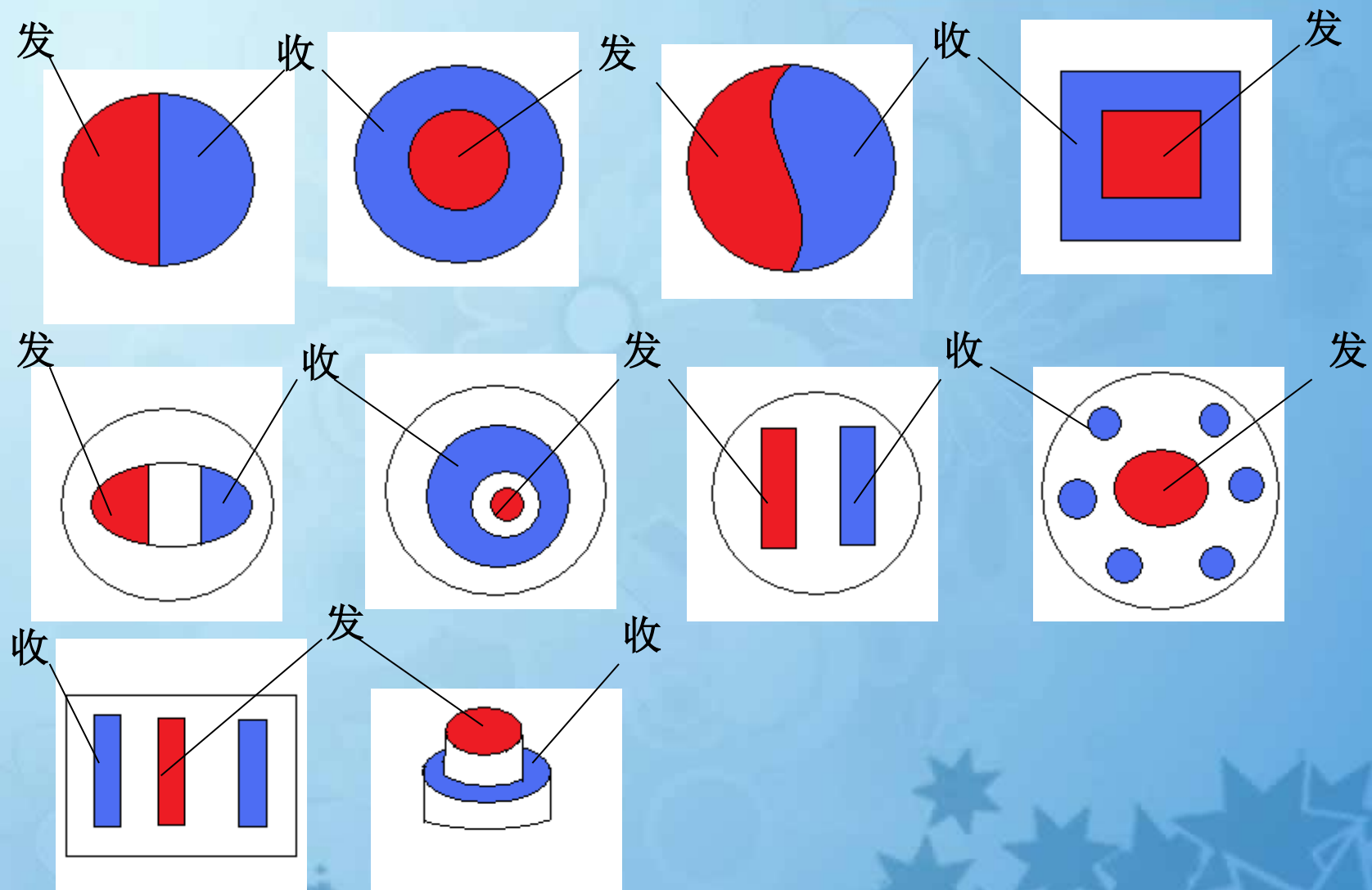


- 收发晶片要隔开，减小相互的影响；
- 探头接收的频带宽度要大些：返回信号频率变化影响；

连续波多普勒探头

大多数发射晶片与接收晶片是分隔式的。为使连续波多普勒探头具有高的灵敏度，一般都不加吸收块。根据用途不同，连续波多普勒探头发射晶片与接收晶片分开的方式也不同。

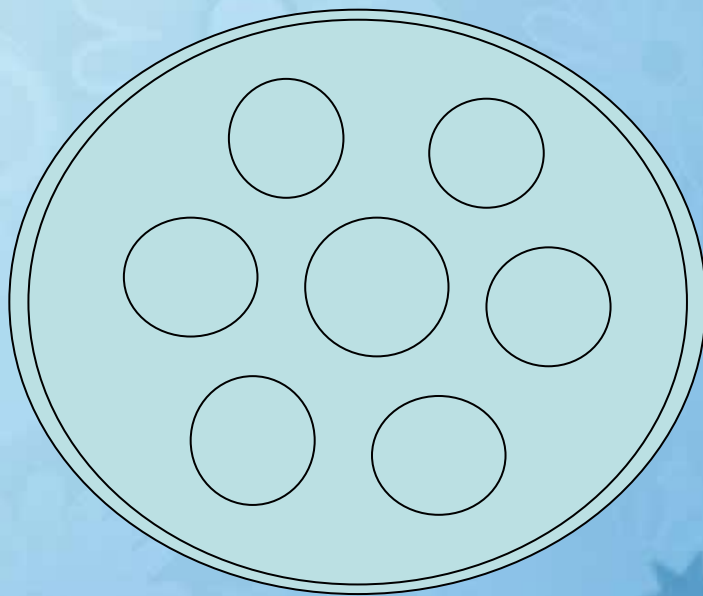
超声成像设备



连续波发射晶片与接收晶片分隔方式

梅花形探头

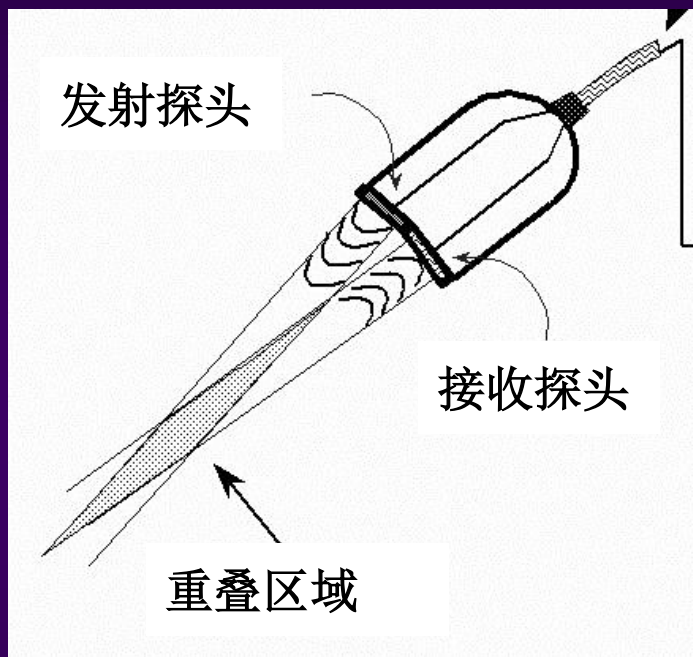
其结构为中心只有一只发射晶片，周围有六只接收晶片，排梅花状，用于检查胎儿，获取胎儿心率。



梅花形探头晶片分布图



- 几种常见探头



脉冲波多普勒探头

结构一般与脉冲回波式探头相同，采用单压晶片，具有匹配层和吸收块。

四、多普勒频移显示技术

- 经过频谱分析后，可通过两种方式输出：音频输出，图像输出，彩色显示
- 1、音频输出的原理是频移的数值范围在人耳的听阈内，而这个频移所表现的就是速度的大小，音调的高度反映频率的高度，

音调的高低反映频率的高低，而声音的响度反应振幅的大小。故高速血流产生高调、尖锐的声音，而低速血流产生低调、沉闷的声音。

2. 图像输出

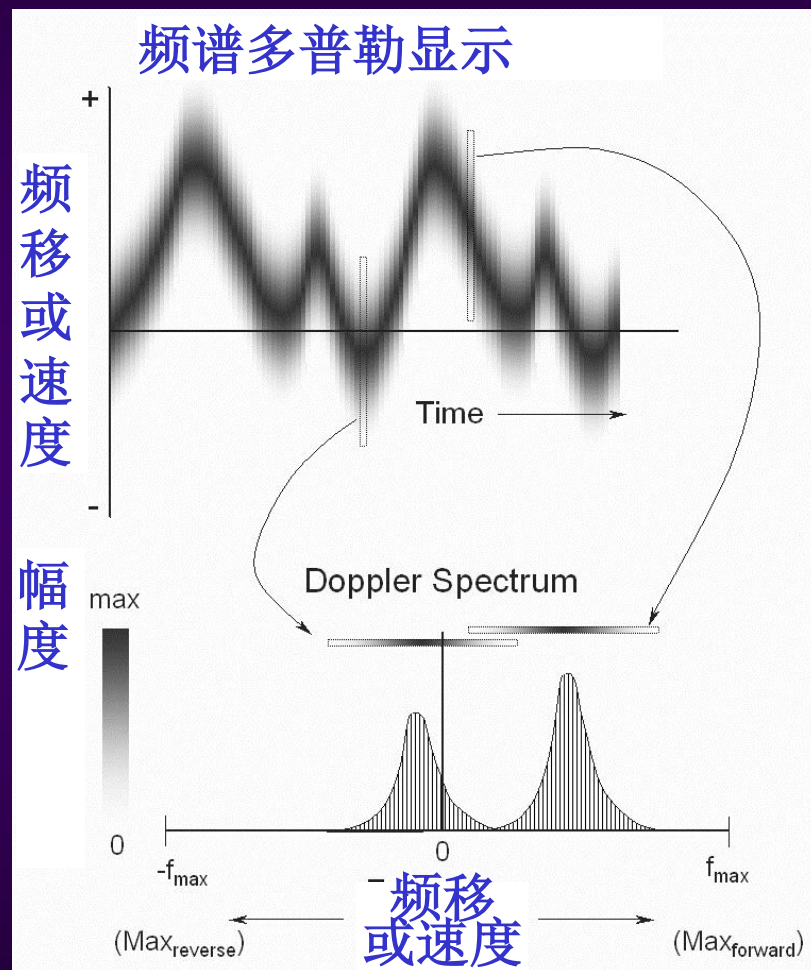
振幅显示

频谱显示

- ✓ 频移时间
- ✓ 频移幅度
- ✓ 频移方向
- ✓ 频移辉度
- ✓ 频移离散度

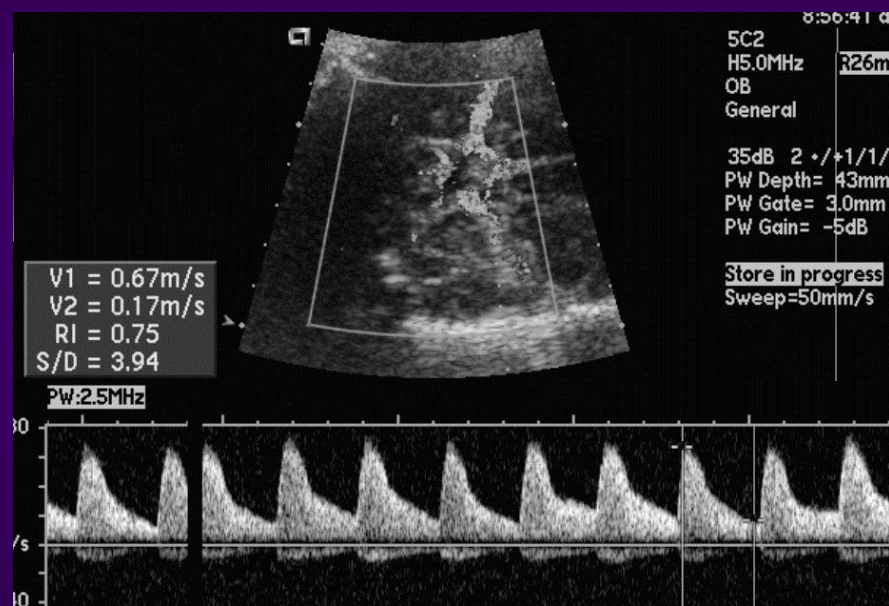
谱的波形

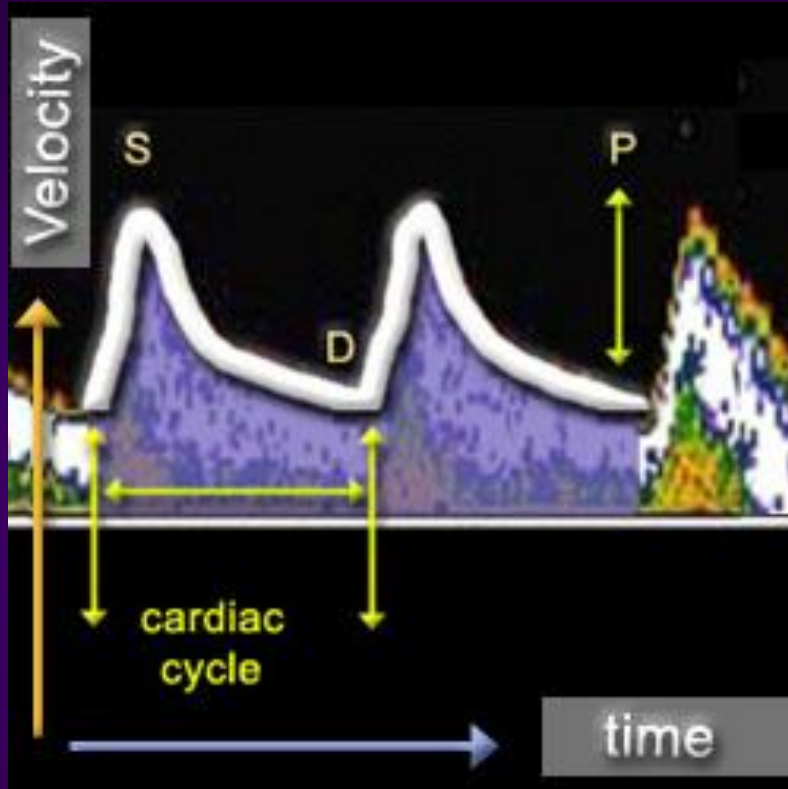
- 多普勒频谱与时间的关系图
- 幅度也是以灰度值之差来显示
- 谱的波形，也可以听觉判读，其提供的信息有
 - 流动的方向性
 - 流动的快慢（速度）
 - 流动的质量（正常或不正常）



谱的波形

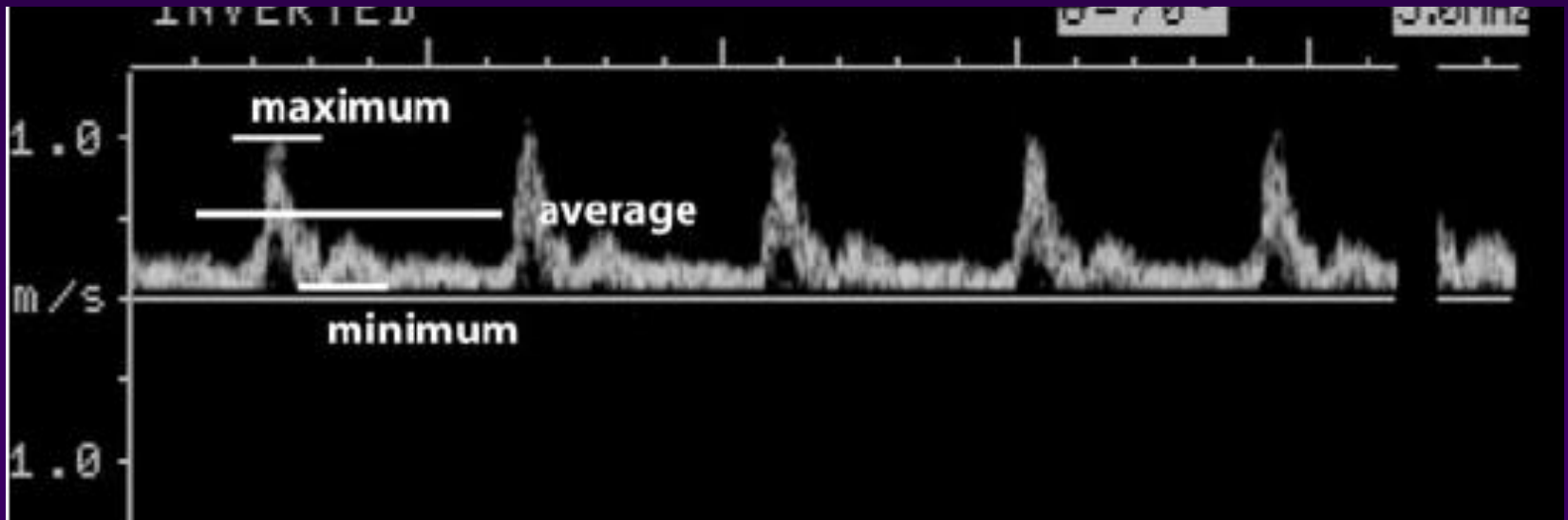
- 比较宽的谱代表湍流
- 比较窄的谱代表的是层流状态
- 图中显示的彩色多普勒影像和相应的多普勒谱显示





动脉速度的声谱图

谱的波形



波动系数, PI

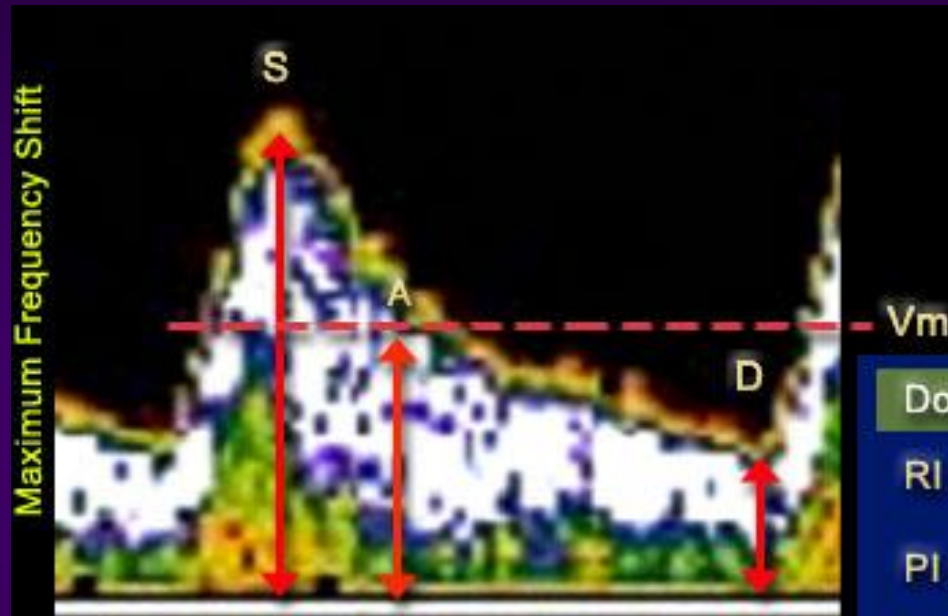
阻抗系数 RI

S - 收缩期

D - 扩张期

$$PI = \frac{v_{\max} - v_{\min}}{v_{\text{mean}}} = \frac{S - D}{\text{mean}}.$$

$$RI = \frac{v_{\max} - v_{\min}}{v_{\max}} = \frac{S - D}{S}.$$



S=心脏收缩最大（最大速度）
 D=舒张流
 Vm=平均速度
 A=一个心动周期的平均频移

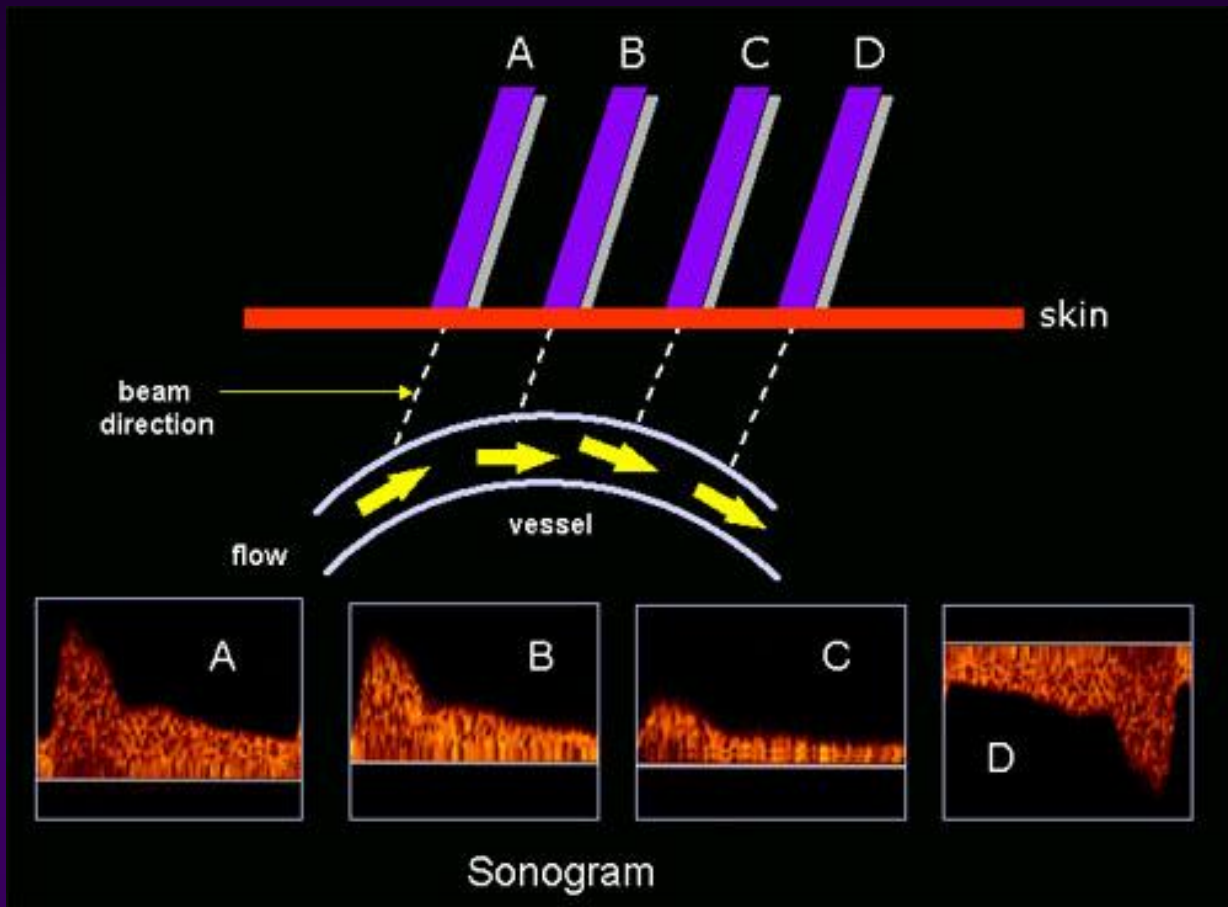
时间

Doppler Indices

$$RI = (S - D) / S \text{ (Pourcelot, 1974)}$$

$$PI = (S - D) / A \text{ (Gosling, 1976)}$$

$$S/D \text{ Ratio} = S/D \text{ (Stuart \& Drumm, 1980)}$$



不同角度下得到的声谱图也自然不同；

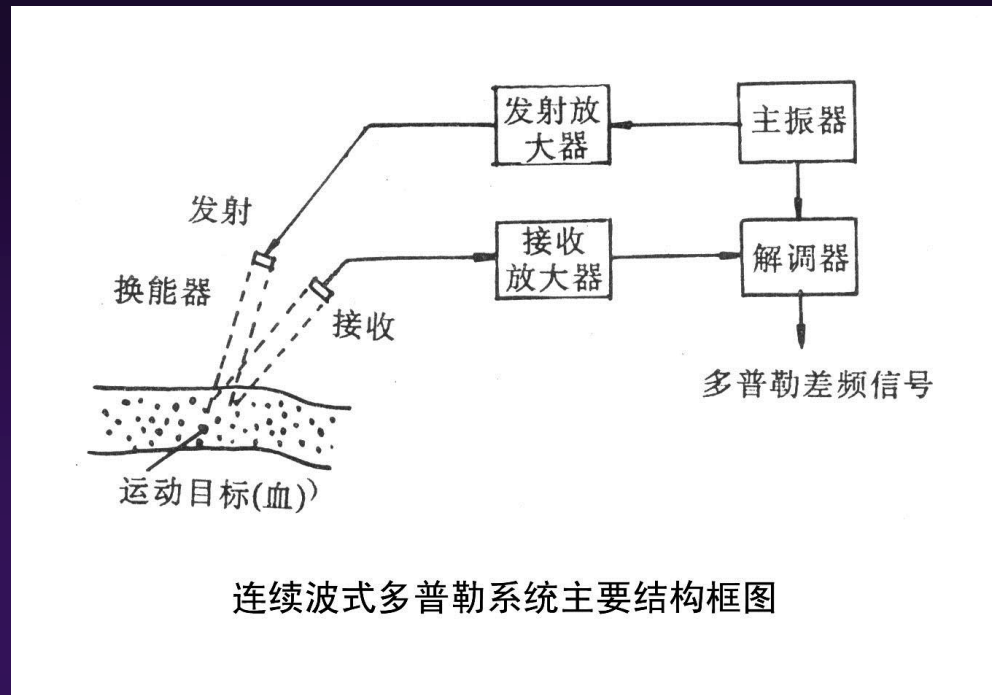
3、彩色显示

B超中，不同的色彩来表示血流方向及其相对运动速度等动态信息。

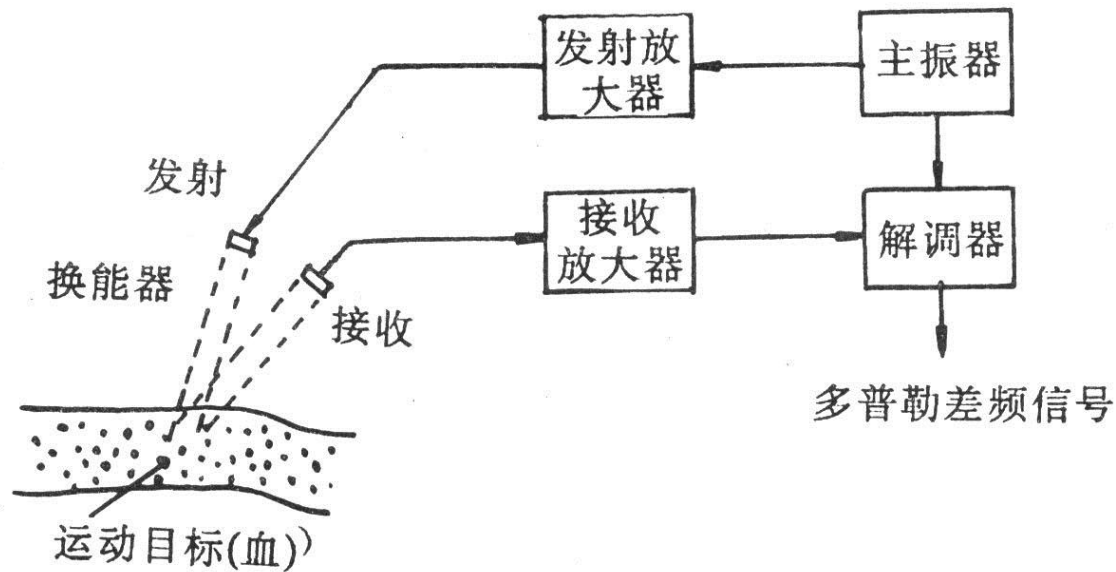
五、多普勒成像技术

1 连续波超声多普勒成像

利用超声多普勒技术进行诊断时，除了要知道血流速度和血管位置外，有时也需知道其解剖结构，需要显示血管在组织中的二维图像。Reid等首先发展了超声连续波多普勒技术，并且取得了推广应用。



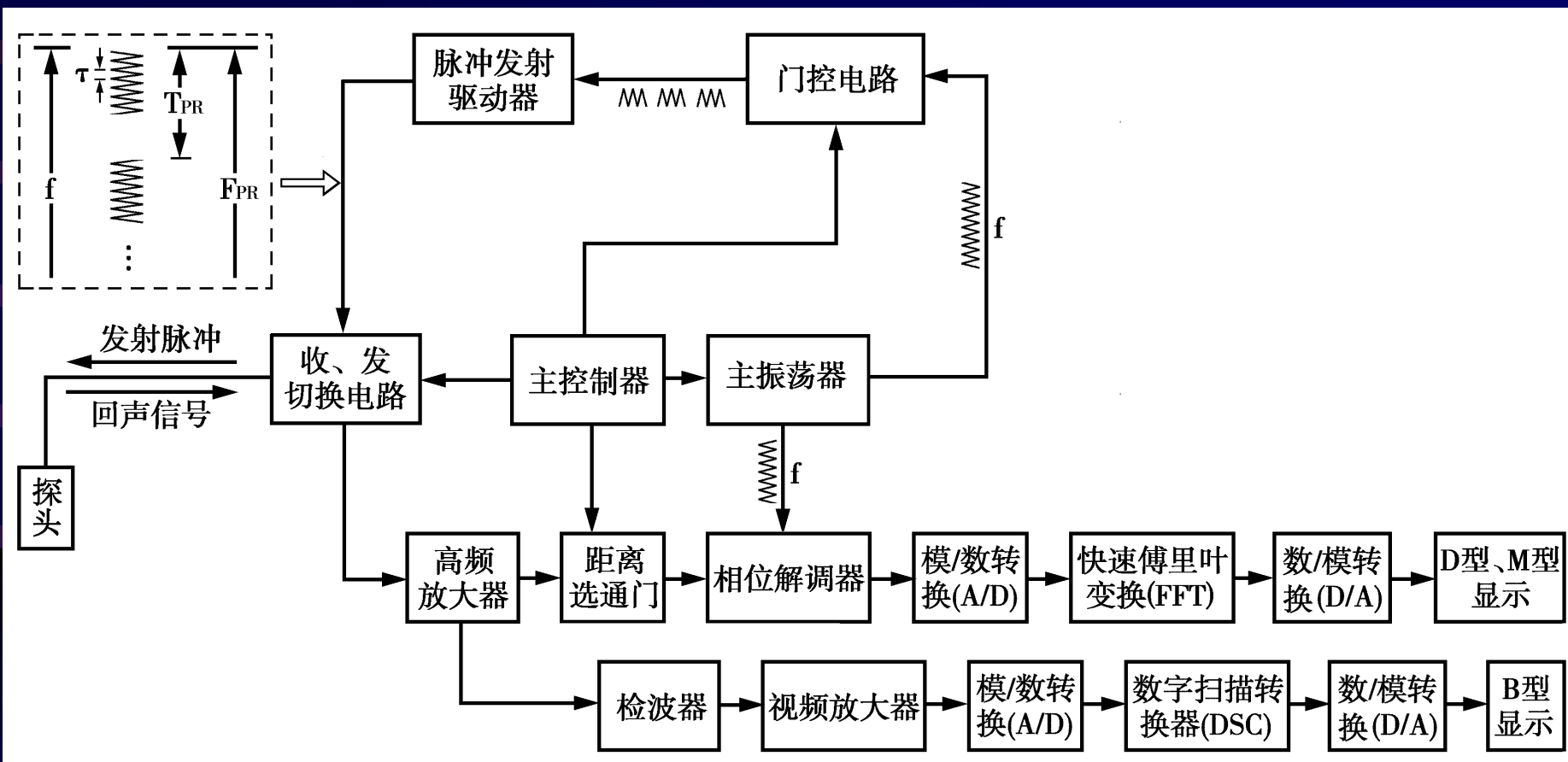
连续波超声多普勒成像系统如图所示。实际上是一个探头位置可以转动和移位的连续波多普勒探测器。声束扫查位置由探头位置分解器检测，然后计算机控制显示器电子束的偏转。接收到的连续波多普勒频移信号再经滤波后送阈值检测器，以抑制与所研究血管流向相反的血流信号。此类系统缺点是探测距离选在恒定深度上，不能显示邻近的静止解剖结构。其成像时间长，形成图像信息的每一个单元至需要一个完整的心搏周期。



连续波式多普勒系统主要结构框图

缺点：所有运动目标产生的多普勒信号混叠在一起，无法辨识信息产生的确切部位，没有距离（深度）的信息。

2 脉冲多普勒成像系统



2 脉冲多普勒成像系统

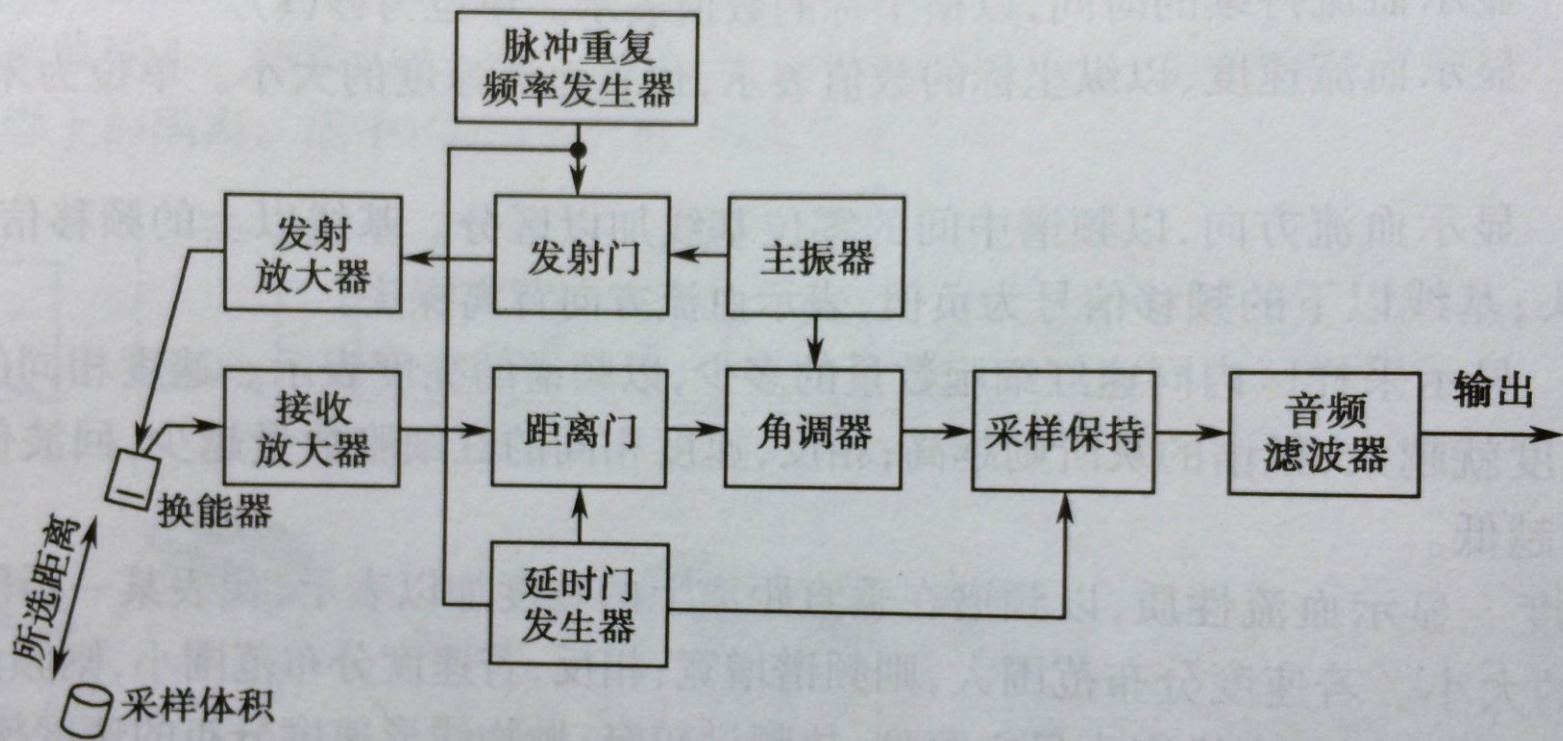
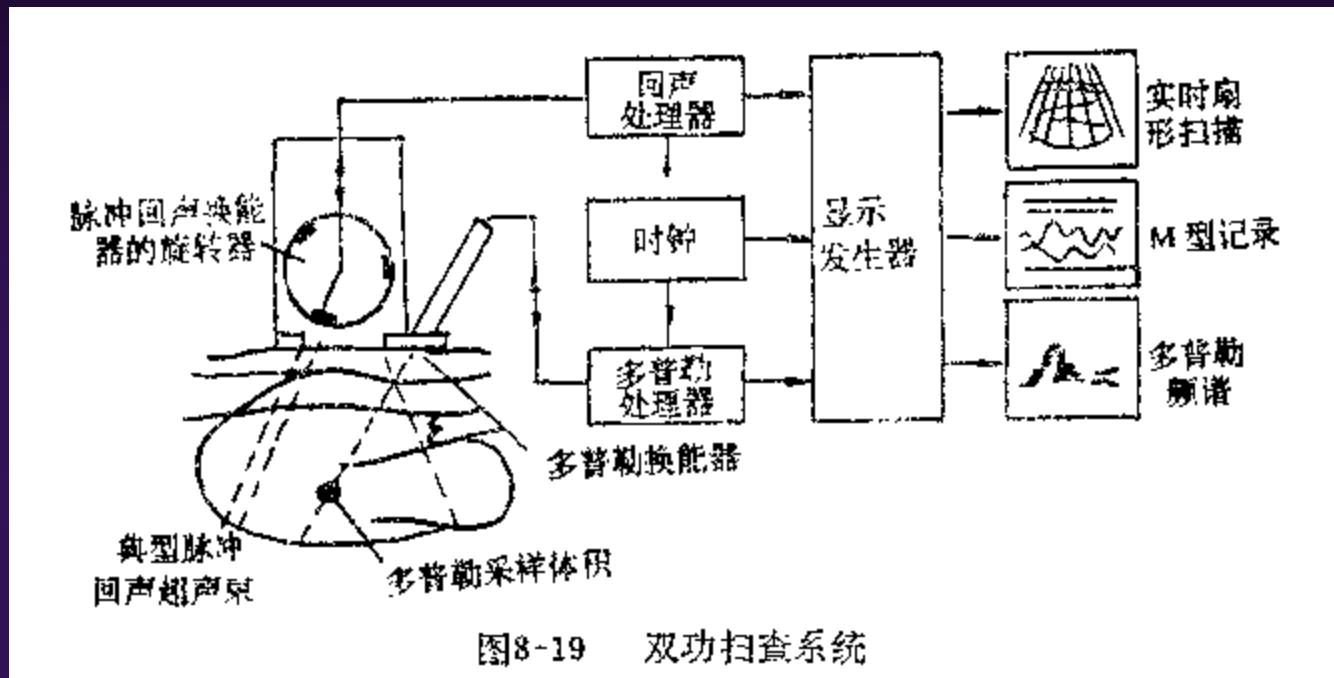


图 13-91 脉冲多普勒成像系统基本结构框图

• 探测距离的选通

- 获得人体内部所需探测目标的回声信息，就必须采用距离（或深度）选通接收门控制器。
- 在人体软组织中，超声的传播速度差别不大，可以将平均声速视为常数（ $c=1540\text{m/s}$ ），故从发射出脉冲信号的前沿为起始时刻（ t_0 ）计起，至返回信号的脉冲到达时间（ t_1 ）的长短与运动器官距离换能器的深度成正比。
- 只要调节“距离选通门”的启闭时间，就能控制探测距离和沿着这一距离方向上的一段长度（又称作“容积”），这样就可以只接收感兴趣目标的回声信号，滤除前后的无关信号。

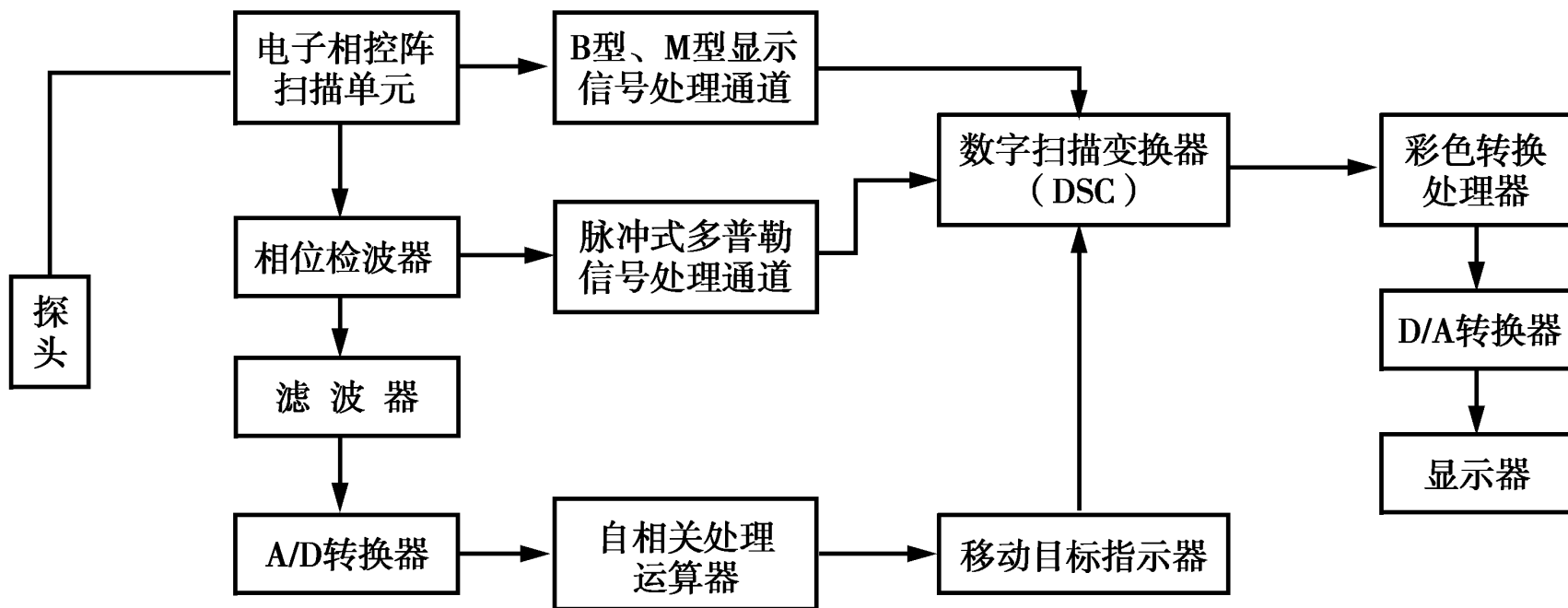
2 脉冲多普勒双功扫查成像系统



将实时B型超声成像技术和脉冲超声多普勒技术相结合所形成的双功能扫系统克服了连续超声多普勒成像的不足，其基本结构框图如图所示。这是一种转子式机扫B型超声探头与脉冲多普勒探头相结合的例子，在B型超声成像显示周围组织结构的同时，由脉冲多普勒探扫查示血管多普勒图像，随着采样体元的移动，分析仪上将显示该采样体元内的多普勒频移频谱。脉冲的距离选通顺序门可为32个，可分辨的距离达1mm。脉冲重复频率可取10kHz。这种系统使用方便，可以选择不同的组织切面和血管一切面成像，获得广泛应用。

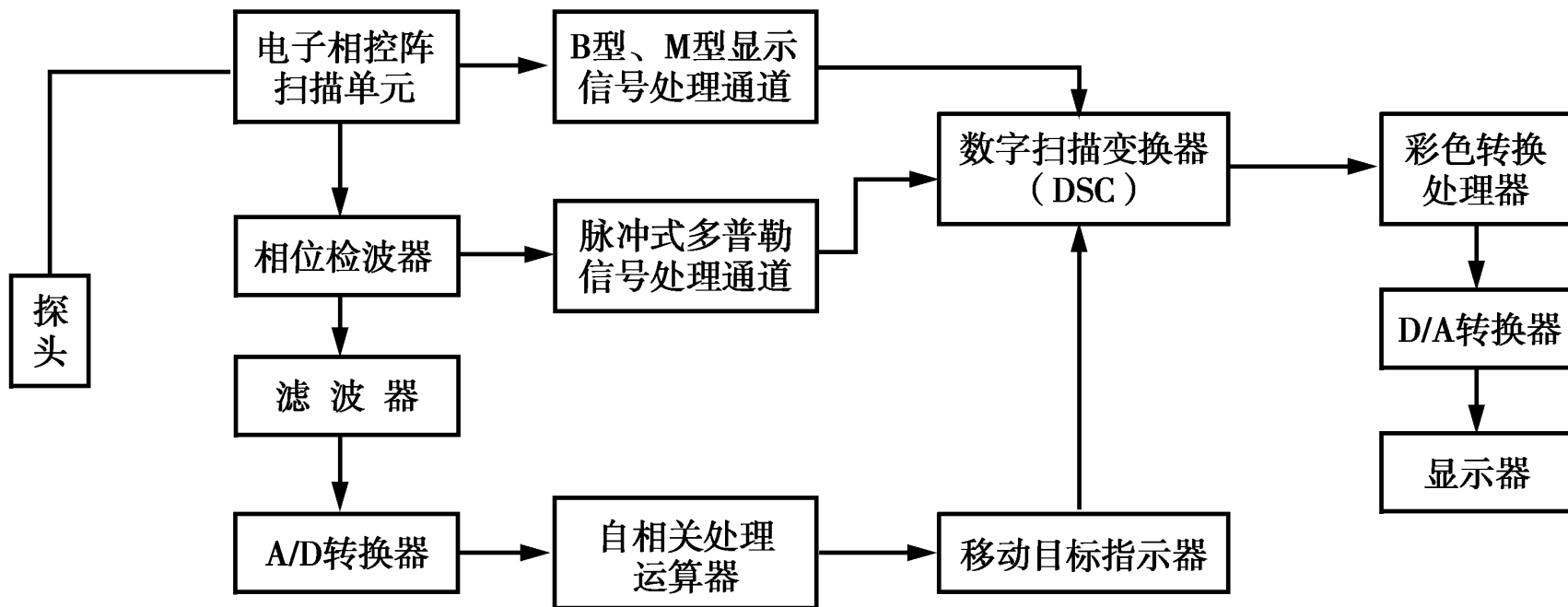
3 彩色多普勒成像系统

1. 工作原理



系统在接收到发射来的回声信号后，先进入相位检波器与原始振荡信号进行相位比较，再将一路信号送入脉冲多普勒信号处理通道；另一路则经过低通滤波器去除没有意义的杂波信号。

1. 工作原理



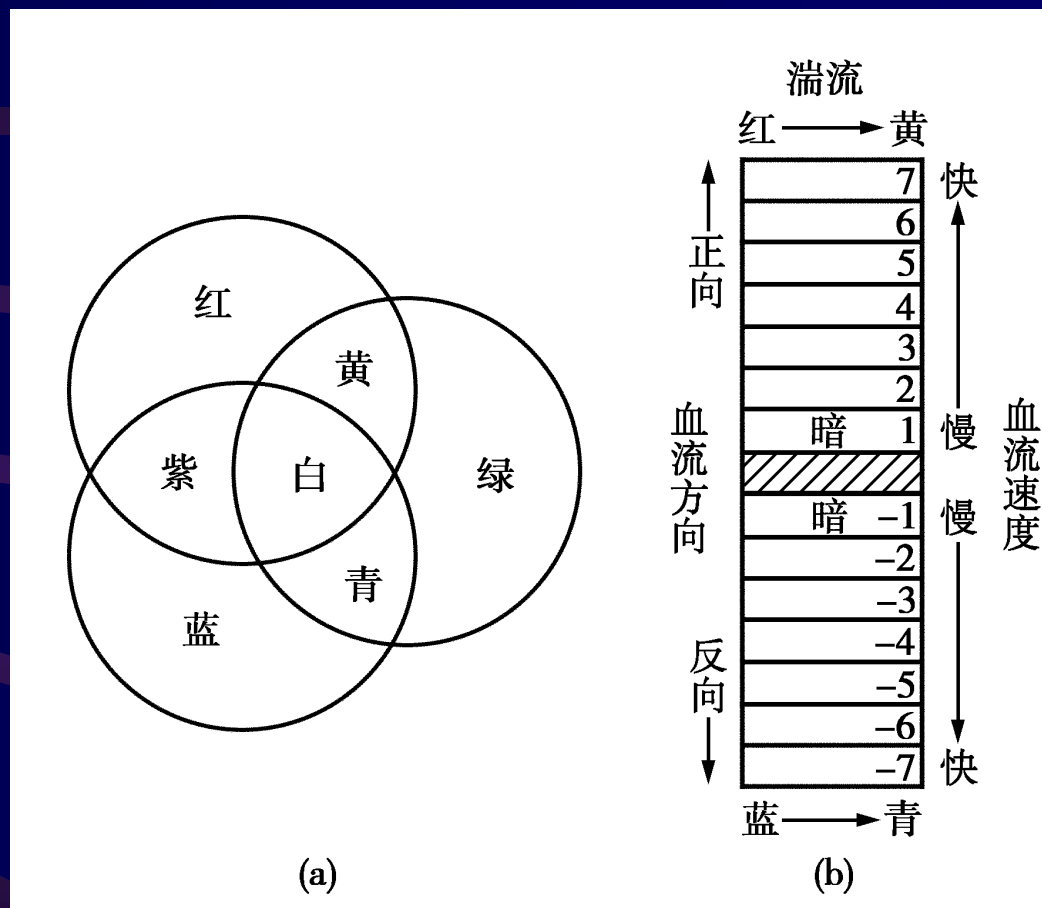
滤过后的信号经A/D模数转换后，再进行自相关处理。这一步骤是将前后2个脉冲产生回声的时间差换算成相位差，再根据相位差与目标运动状态的关系处理成血流方向和速度结果。

在一维多普勒诊断仪（连续波CW和脉冲波PW）中，是将回声频率与原始振荡频率比较出频移量 Δf ，然后通过多普勒方程式换算出血流方向和速度。

而在自相关处理中，用探测时间差异来解决这个问题：脉冲发射过程中，前后两个相邻脉冲之间的时间差 Δt ，包含了探测目标的运动方向与速度等变量因素，最后反映在回波脉冲波形的相位差异上，由此通过脉冲自身相位差的关系解得血流方向和速度的方法称作**自相关处理技术**。

★2. 血流运动状态的彩色显示方法

❖ 通过数字电路和计算机处理，将血流的某种信息参数处理成国际照明委员会规定的彩色图。规定血流的方向用红和蓝表示，朝向探头的运动血流用红色，远离探头运动的血流颜色用蓝色，而湍动血流用绿色。



血流的速度与红蓝两种彩色的亮度成正比，正向速度越高，红色的亮度越亮。

3 彩色多普勒成像系统

在图中所示是新的—种彩色超声波多普勒成像系统。—该探头尺寸为 $2 \times 3.1 \text{ cm}^2$ 左右，分成64个振子。并且与连续波和脉冲波超声多普勒探头组合在—起，是—种高密度复合探头。标称为3.5MHz的相控阵探头可以发射2.5—6MHz的宽带超声，是—种多频发射探头。利用多频探头与可变带通滤波器相结合，形成动态频率扫描图像，即—幅图像从深到浅将频率由低到高的超声脉冲回声信号组成。在数字延迟线控制下声束分8段动态聚焦发收，从而提高了分辨率，形成高质量的黑白B型图像。

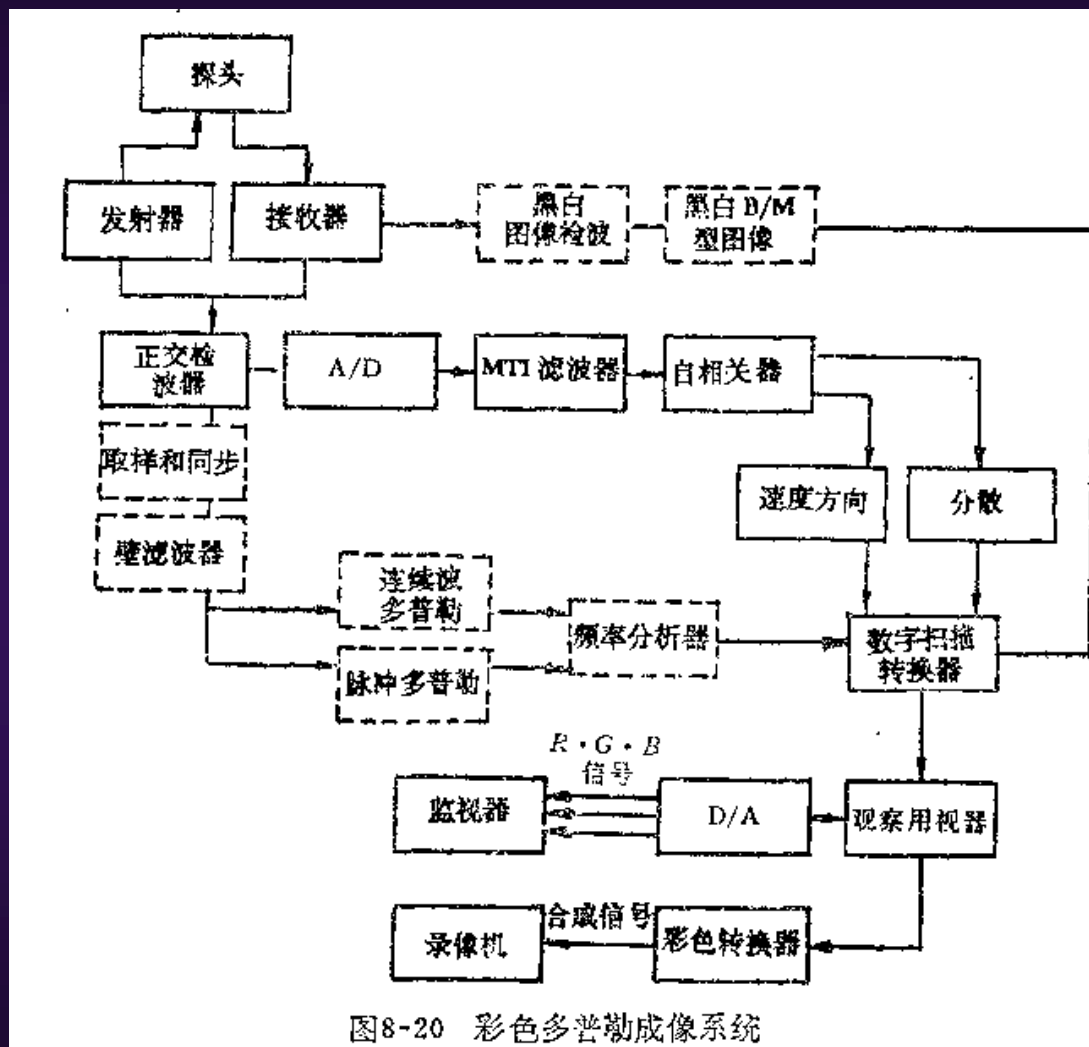


图8-20 彩色多普勒成像系统

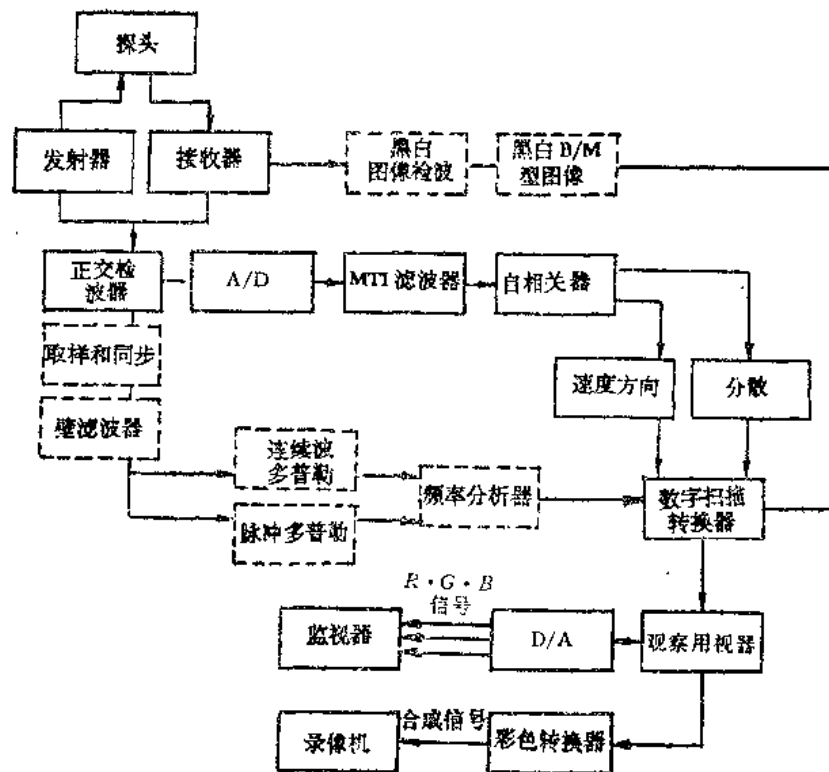
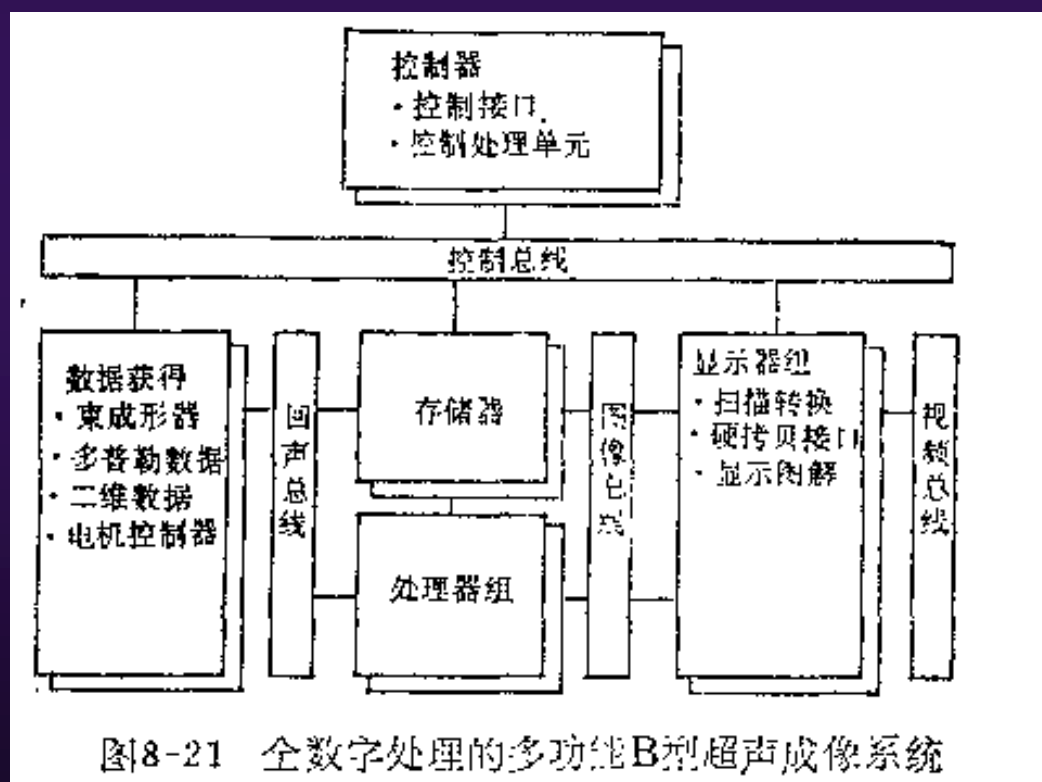


图8-20 彩色多普勒成像系统

彩色多普勒超声成像的过程如图所示。接收到的多勒超声信号经A/D形成数字信号，进入MTI（运动靶抬示）滤波器，滤去壁层及瓣等干扰信号。所提取的血流多普勒信号再进入自相关算出速度、方向和分散（紊流）。然分成速度加方向、分散两类存入图像存储器。以电视格式读出这些信息再根据上述分类调配红、蓝、绿三原色并变化其亮度，从而能在黑白B型超声图像上显示出彩色血流像。MTI法是利用多普勒探头在同一方向上重复发射8-12次，经过多次相减计算消去缓慢移动的界面回声，算出流动红血球的运动位置。

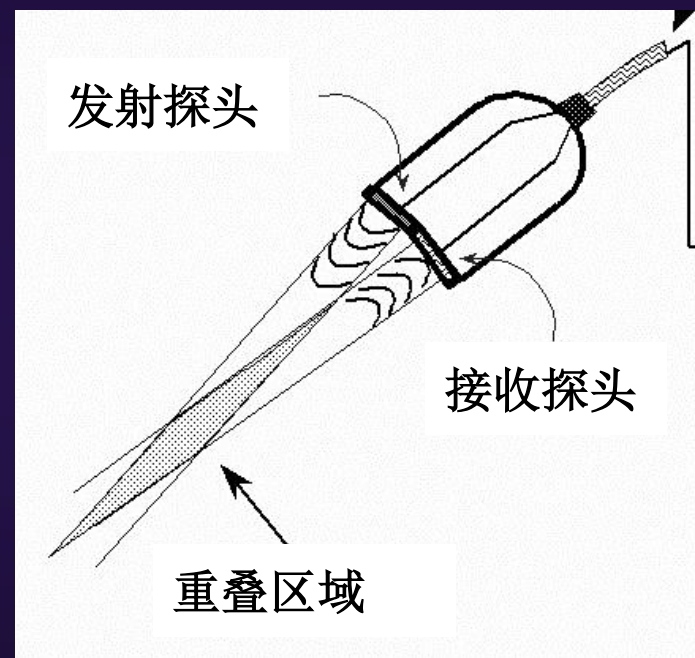
图中画出了新兴的具有彩色多普勒成像系统的多功能B型超声显像仪框图，它可与2.25-10MHz的机扫探头，2.25-5MHz线阵探头，2.25-5MHz的相控阵探头、3.5-5MHz的环阵探头、2.25-10MHz的超声多普勒探头等相匹配。可以显示B型、M型、扇形、连续或脉冲超声多普勒及彩色多普勒成像。采用软盘控制，可以随时加入新开发的软件系统，更新或扩展主机功能，而不需要重购主机，最近已在80年代中期生产的彩色多普勒成像系中增加了彩色B型成像、14MHz小器官超声成像、扇形扩展角度成像（由 90° 扩展到 120° 扫查）、以及各种心功能分析功能均是在软件开发的基础上获得成功的。



多普勒成像系统的补充说明

连续多普勒的实现

- 连续波多普勒是最简单和便宜的测量血流速度的方法
- 连续波多普勒：使用两个传感器，一个连续发射，一个连续的接收
- 重叠的部分就是速度需要测量的血流位置
- 两个信号的频率进行相减得到多普勒频移
- 深度分辨率比较差，只能提供很少量的空间信息；
- 适合测量快速血流和对较深血管的评估



连续多普勒超声诊断仪



图 7-33 CWD 超声诊断仪原理框图

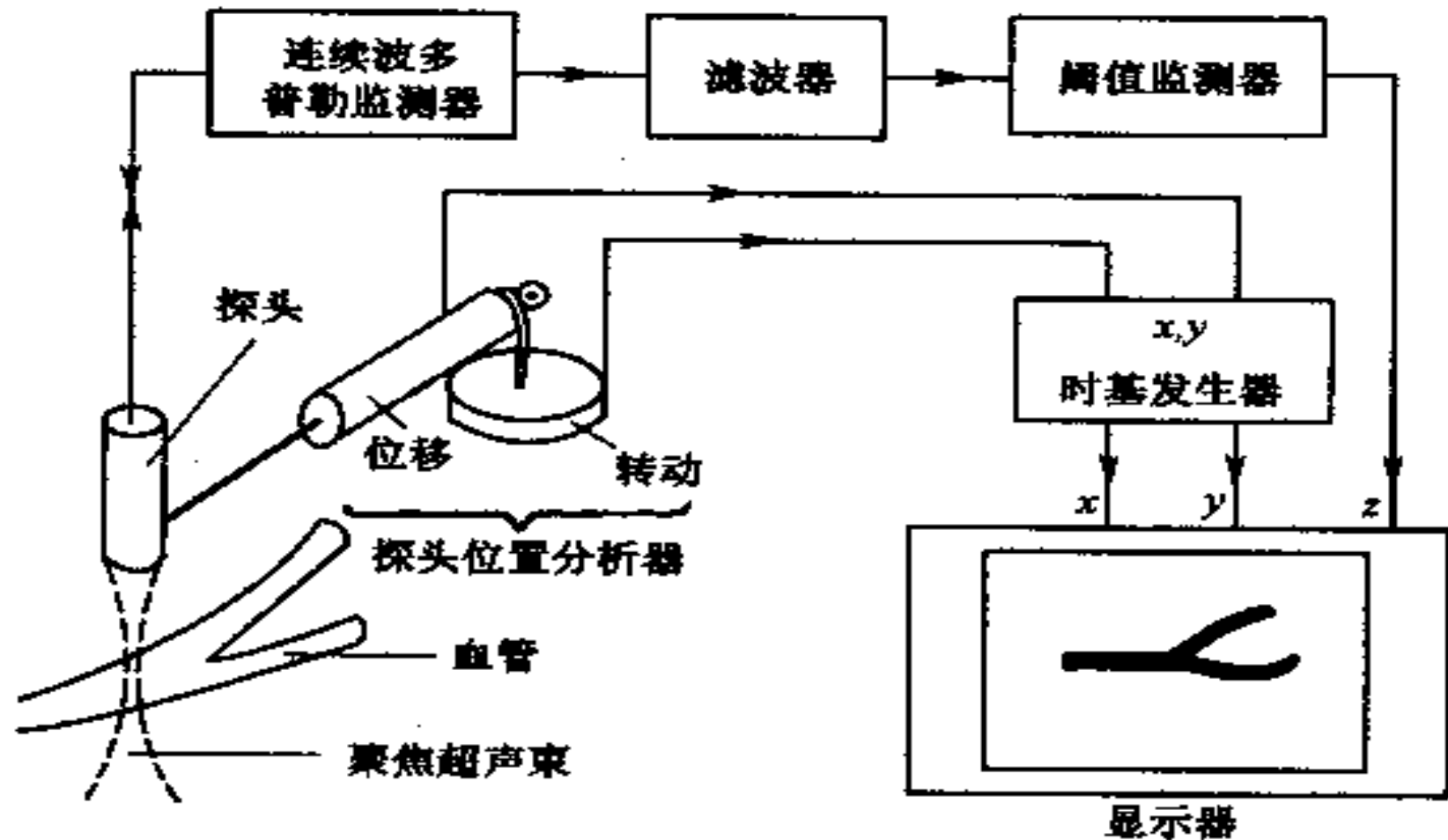
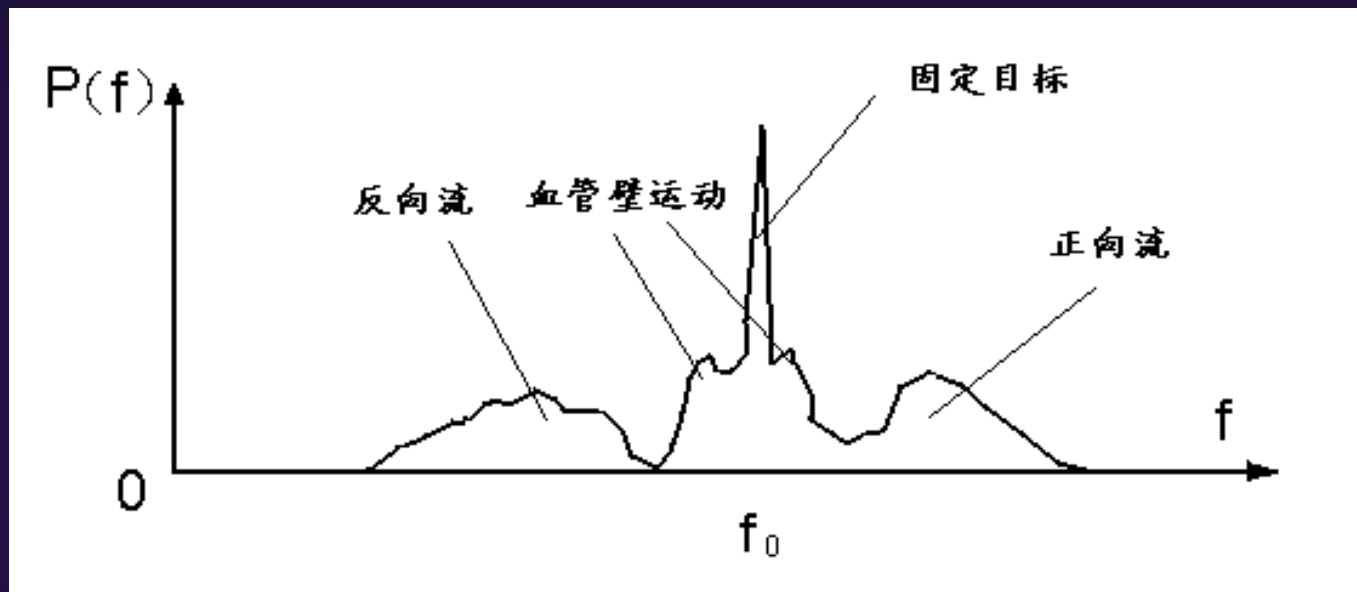


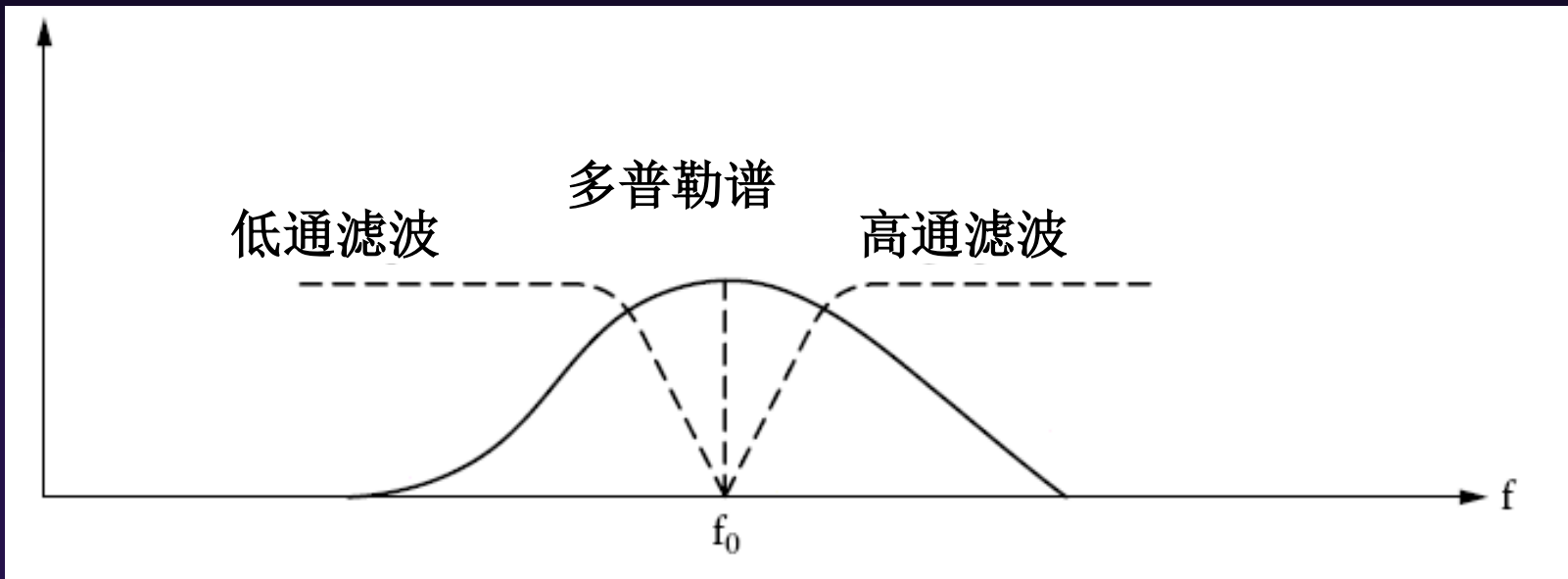
图 12-32 超声多普勒显像系统示意图

多普勒信号的分析

频谱的特征

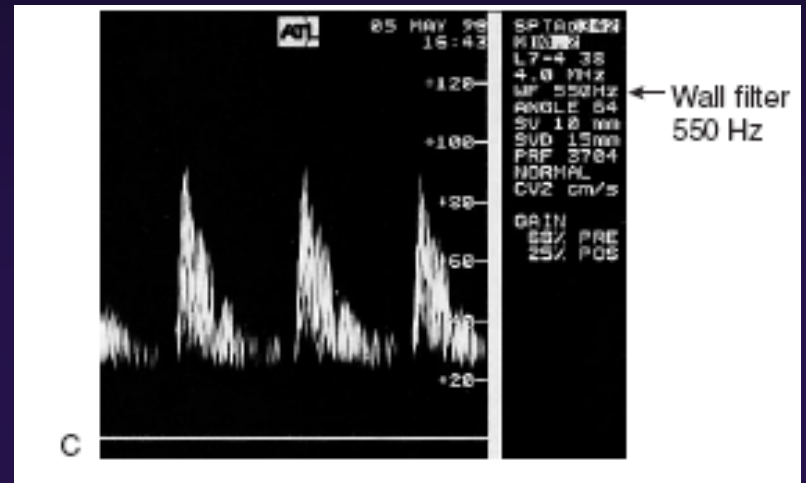
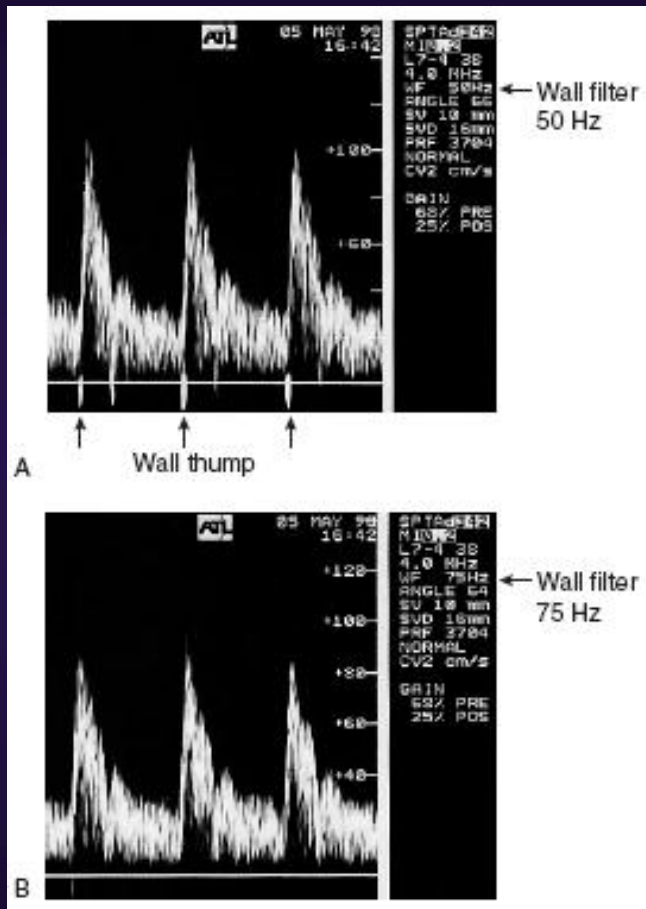


- 频率与频移
- 频谱分布的意义
- 分离信号---滤波



- 通过滤波实现对静止信号和杂乱信号的分离；
- 缺点是可能造成低速量的无法检测；
- 最常见的是壁滤波；

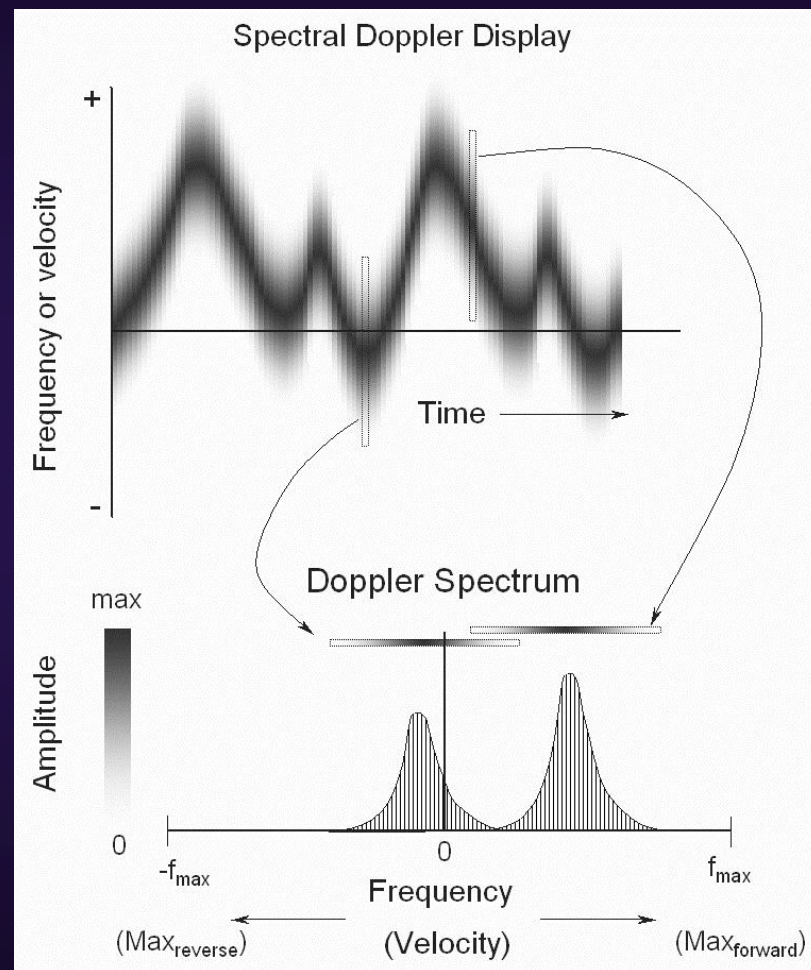
壁滤波器



血管壁往往得到的信号比较强，但频率比较低，所以需要用适当滤波器将壁信号去除，但要注意不要改变其他部分波形；

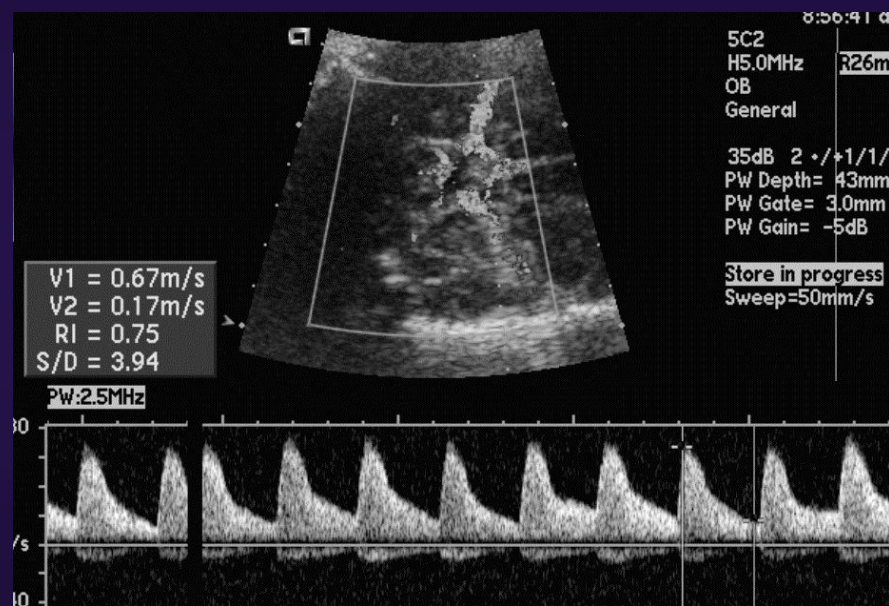
谱的波形

- 多普勒频谱与时间的关系图
- 幅度也是以灰度值之差来显示
- 谱的波形，也可以听觉判读，其提供的信息有
 - 流动的方向性
 - 流动的快慢（速度）
 - 流动的质量（正常或不正常）



谱的波形

- 比较宽的谱代表湍流
- 比较窄的谱代表的是层流状态
- 图中显示的彩色多普勒影像和相应的多普勒谱显示



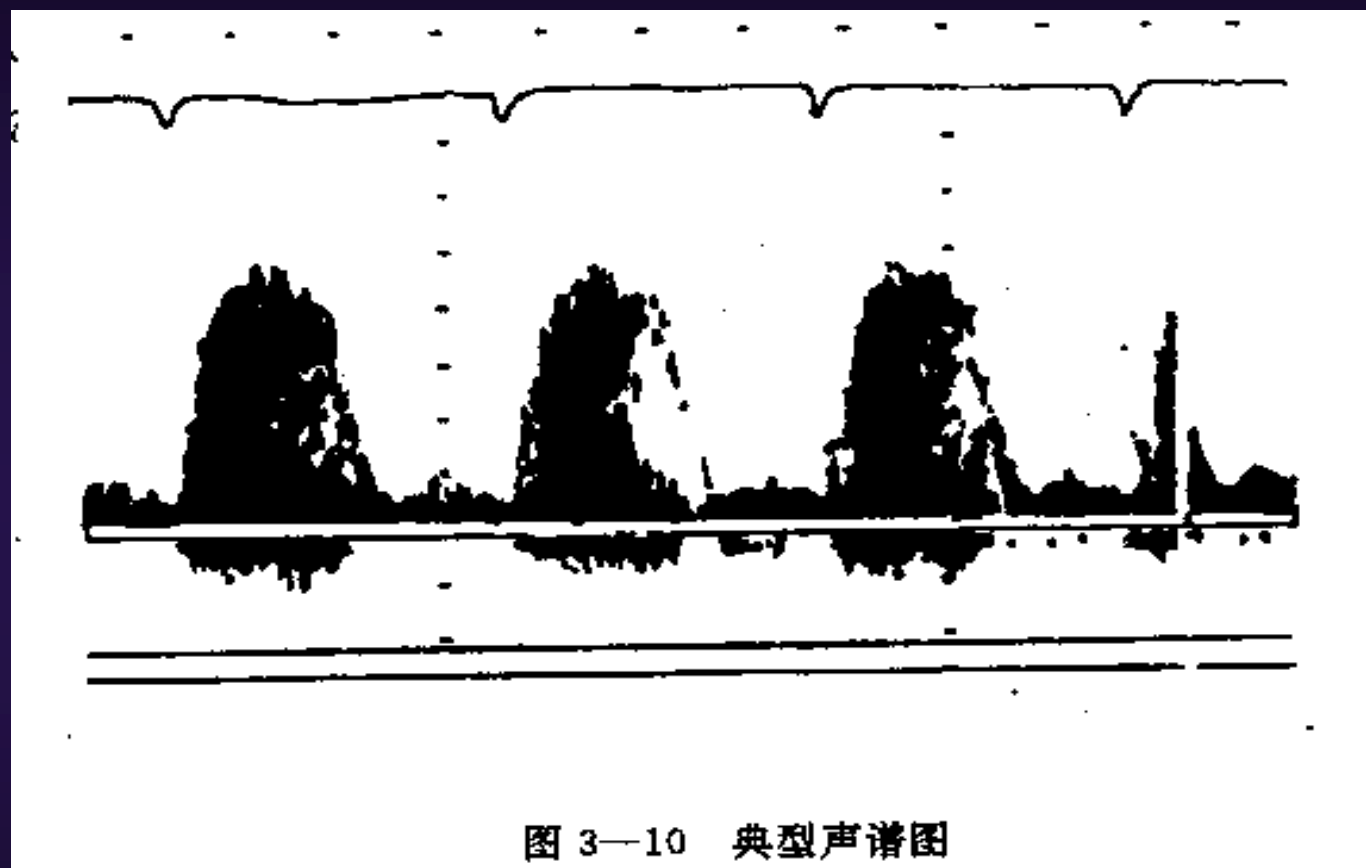
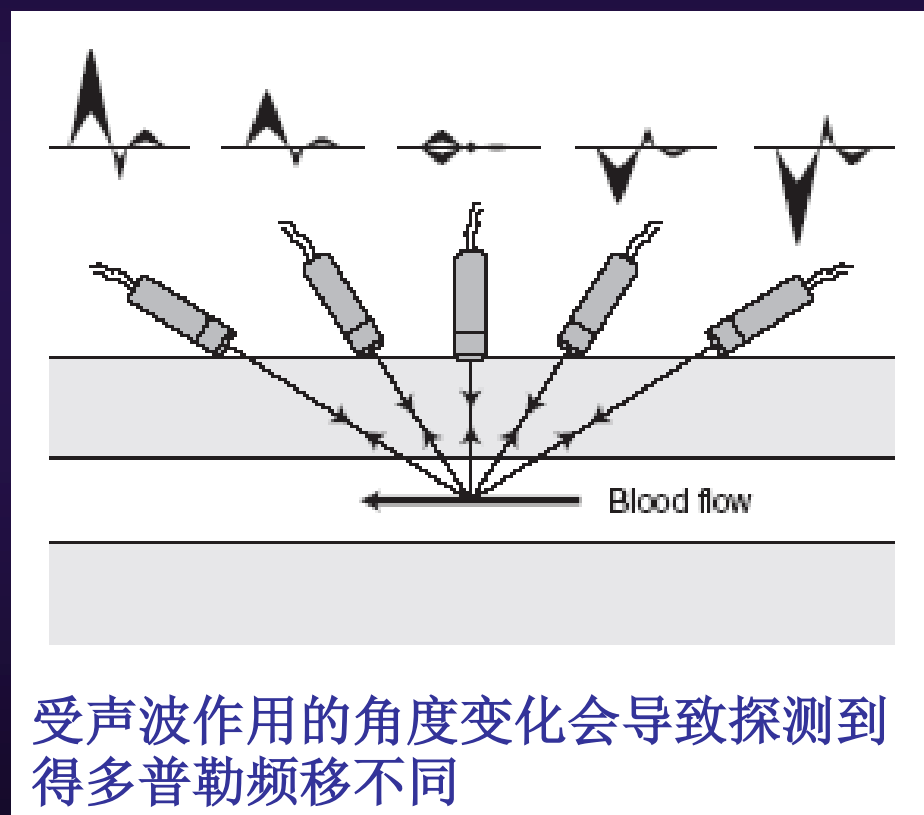


图 3—10 典型声谱图

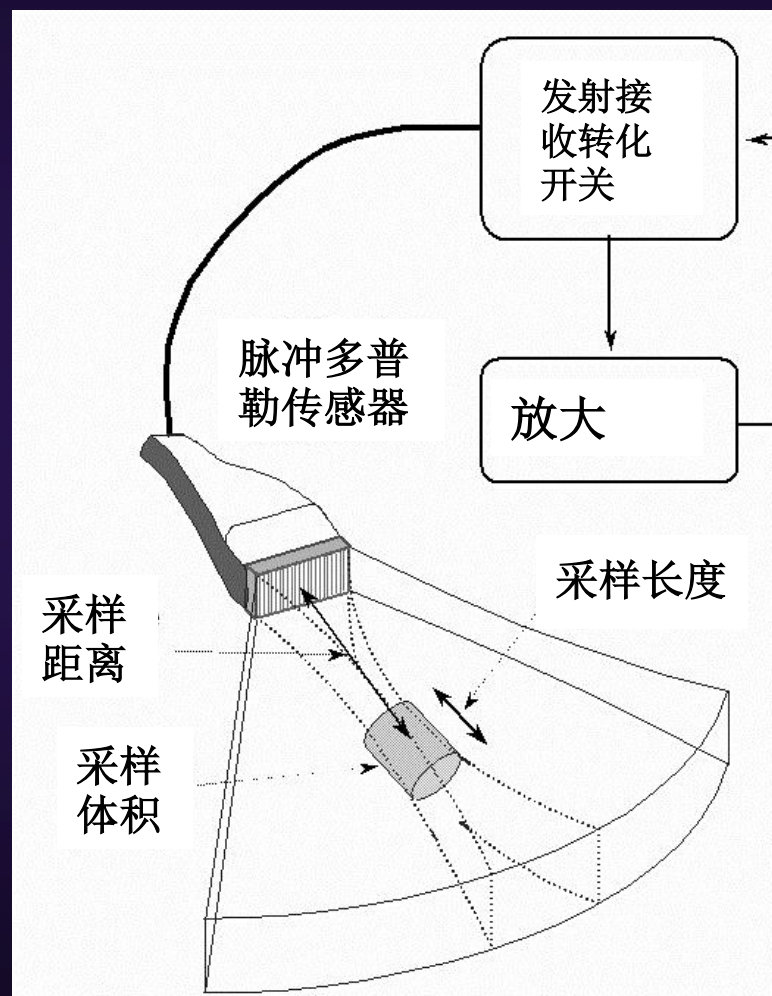
- 和血管的夹角变化，频移有所改变：如夹角增大，频移减少
- $\cos 0 = 1$, $\cos 30 = 0.87$, $\cos 45 = 0.707$, $\cos 60 = 0.5$, $\cos 90 = 0$

$$v = \frac{f_d c_t}{2 f_i \cos(\theta)}$$



脉冲多普勒

- 脉冲波多普勒：既有速度的信息又有深度的信息（脉冲回波）使用一个传感器
- 深度的选择是通过一个门电路控制的，操作者可以选择某一时段内的信号进行处理，其他的信号忽略



脉冲多普勒成像仪

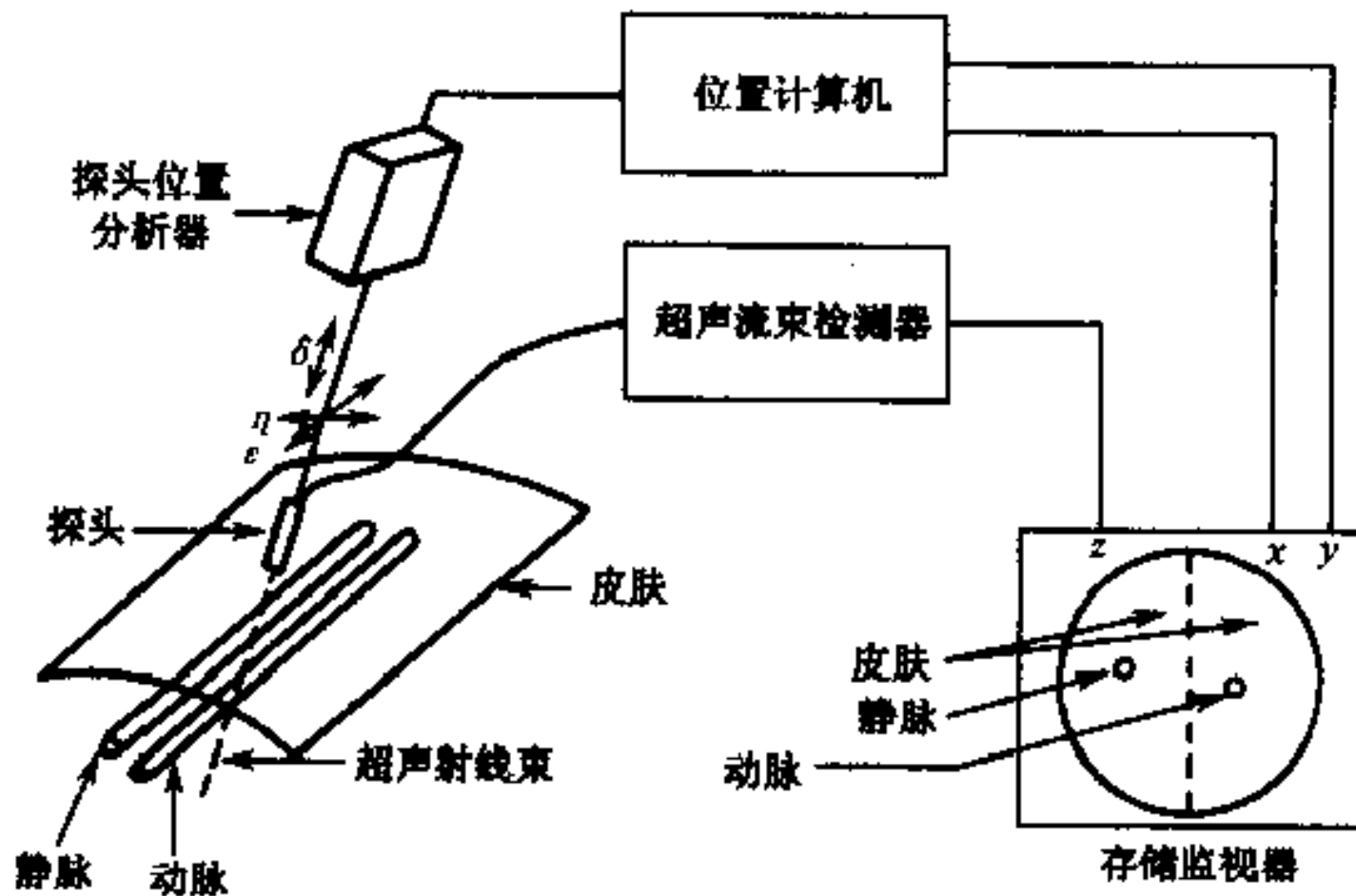


图 12-33 脉冲多通道定向多普勒血管显像仪方框图

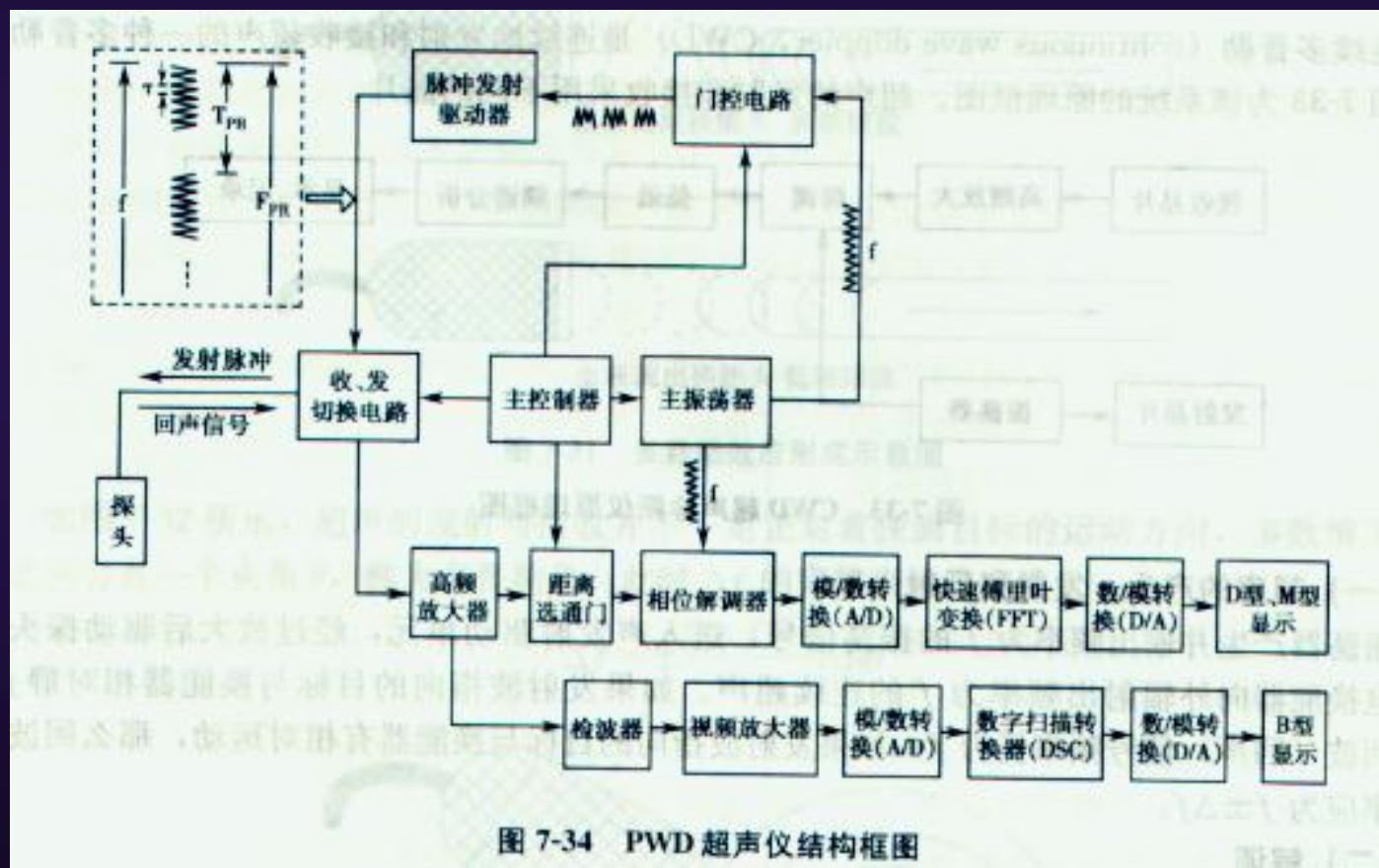
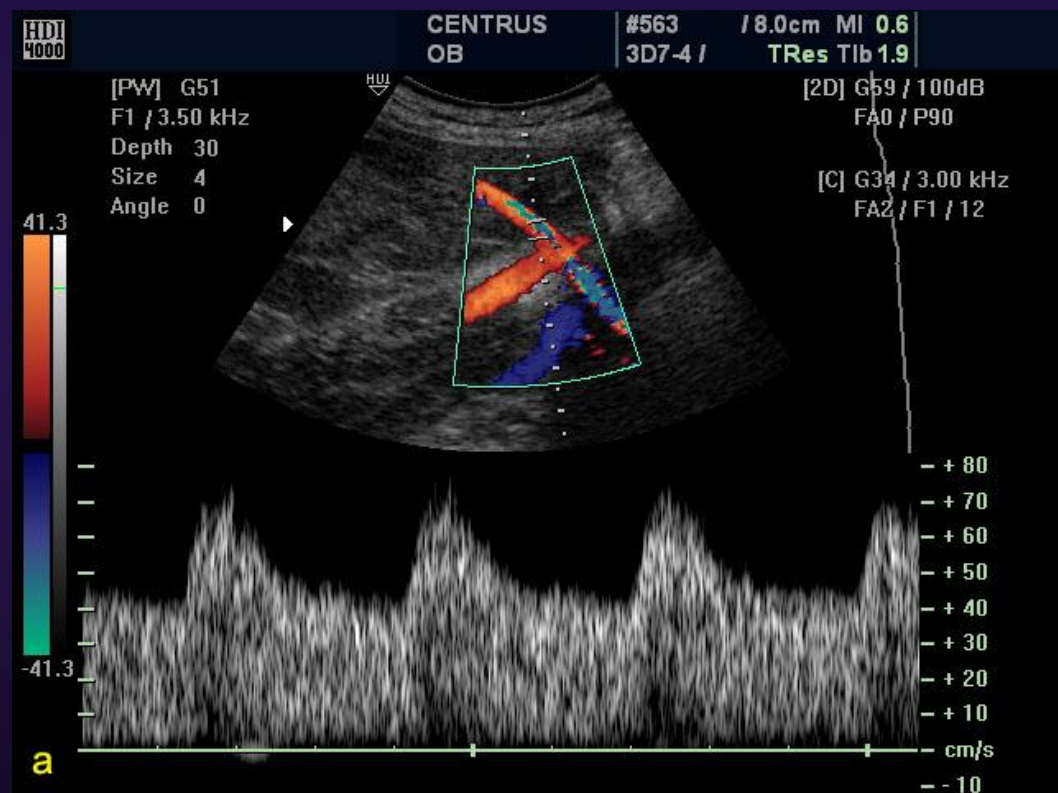


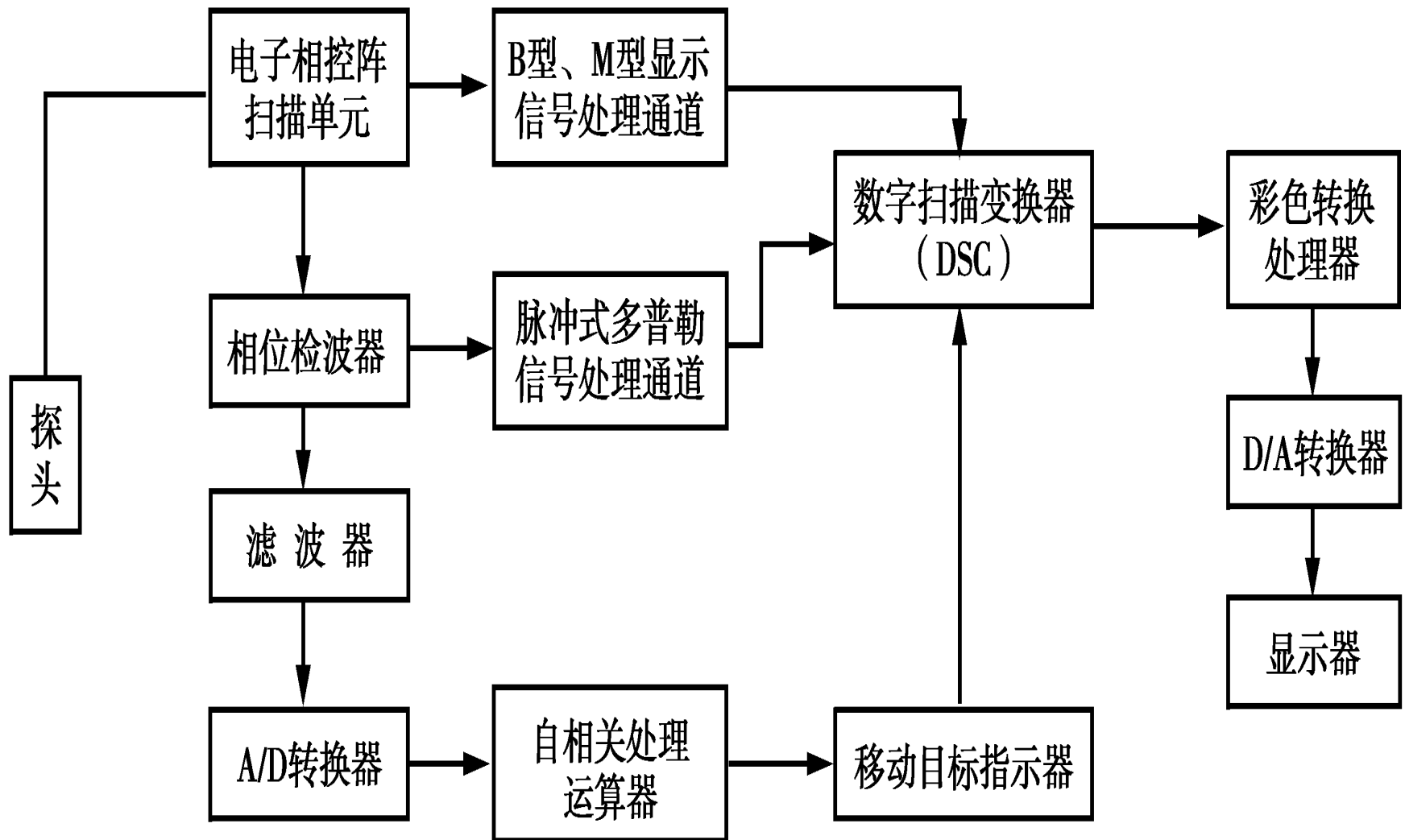
图 7-34 PWD 超声仪结构框图

彩色超声多普勒诊断仪

- **功能：**能绘出任一剖面上的解剖结构及该剖面上的血流状态。
- **优点：**血流图像实时二维显示，直观形象，检查快速，漏误较少。



彩色超声多普勒诊断仪

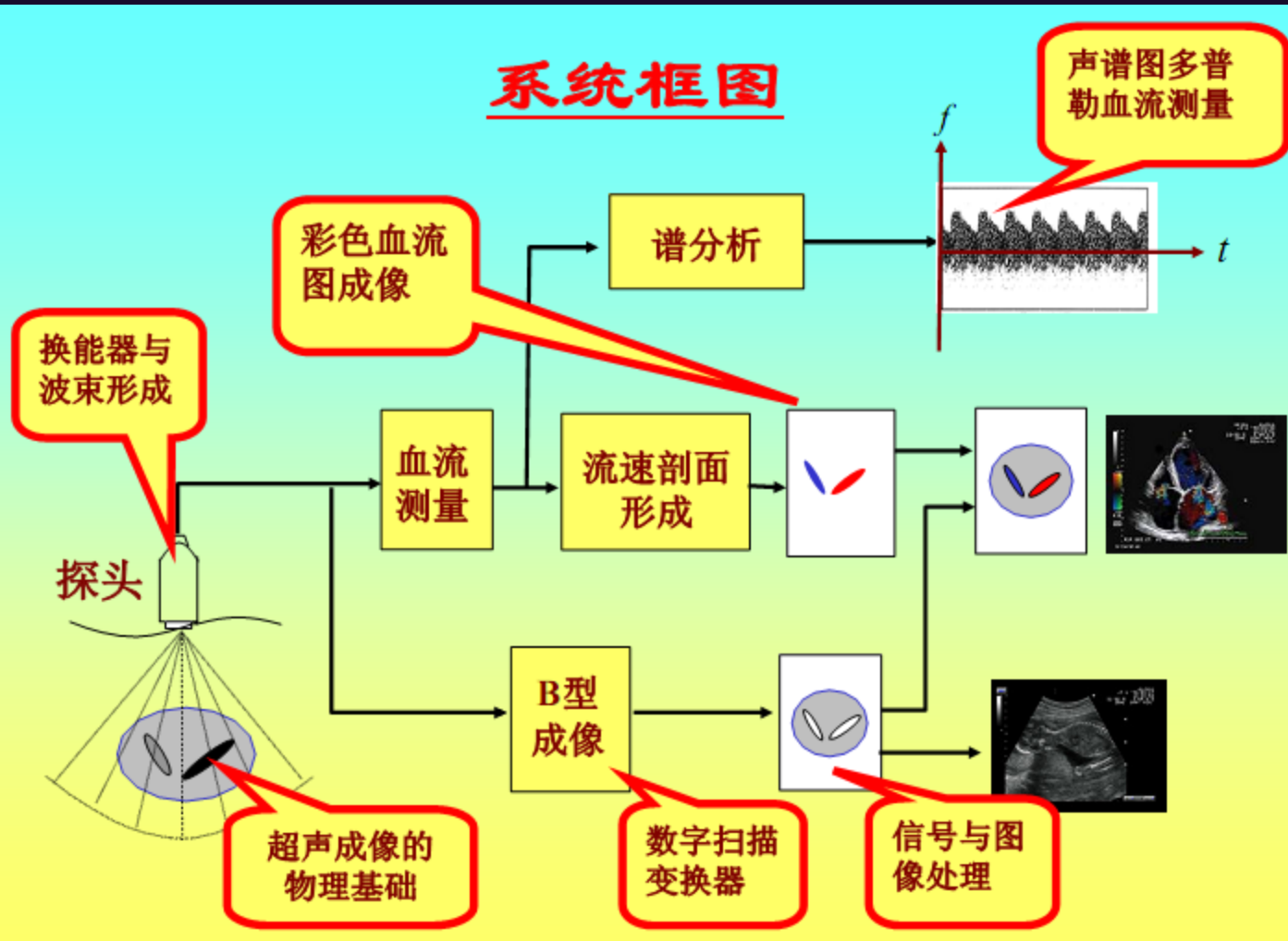


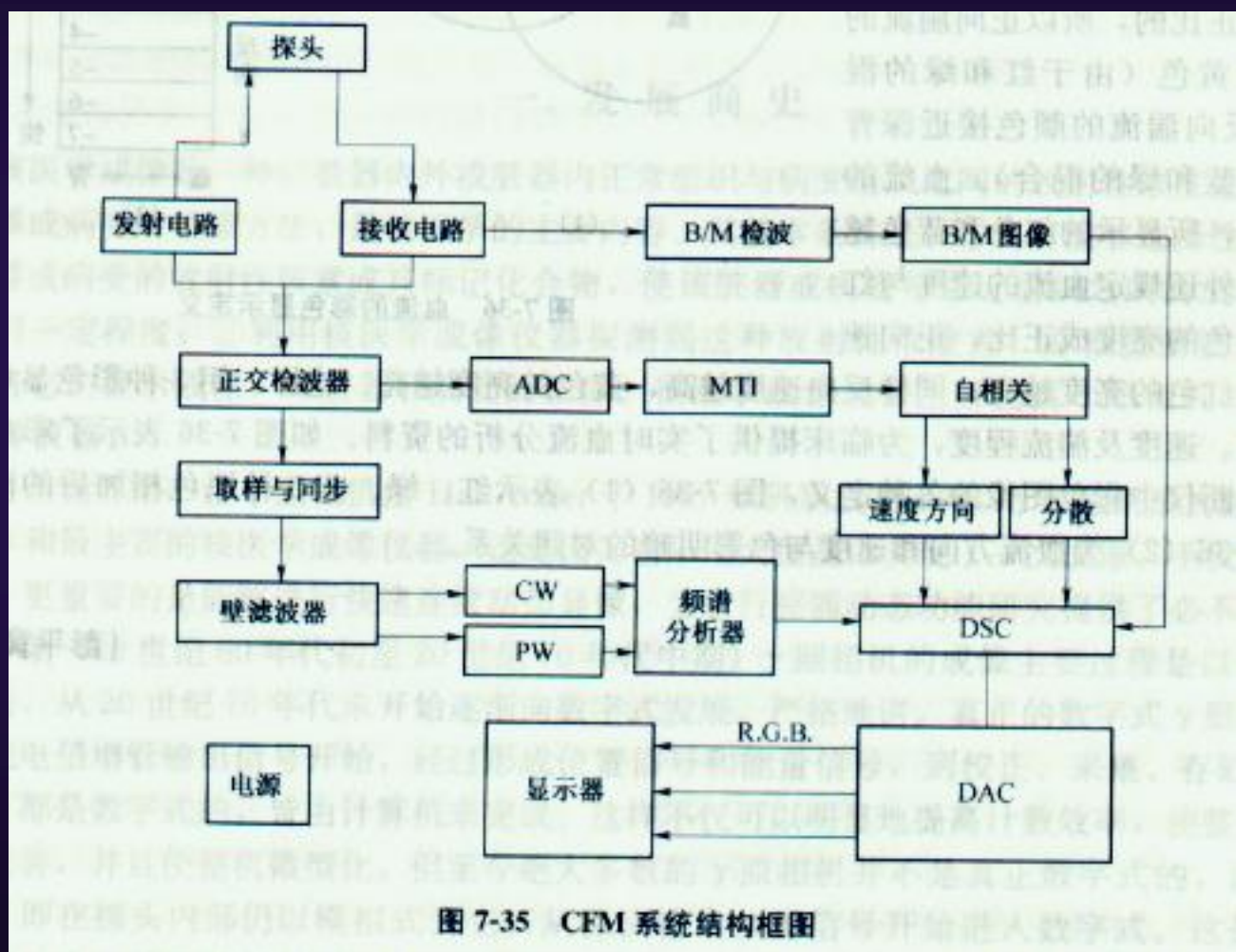
彩色超声多普勒主要特点

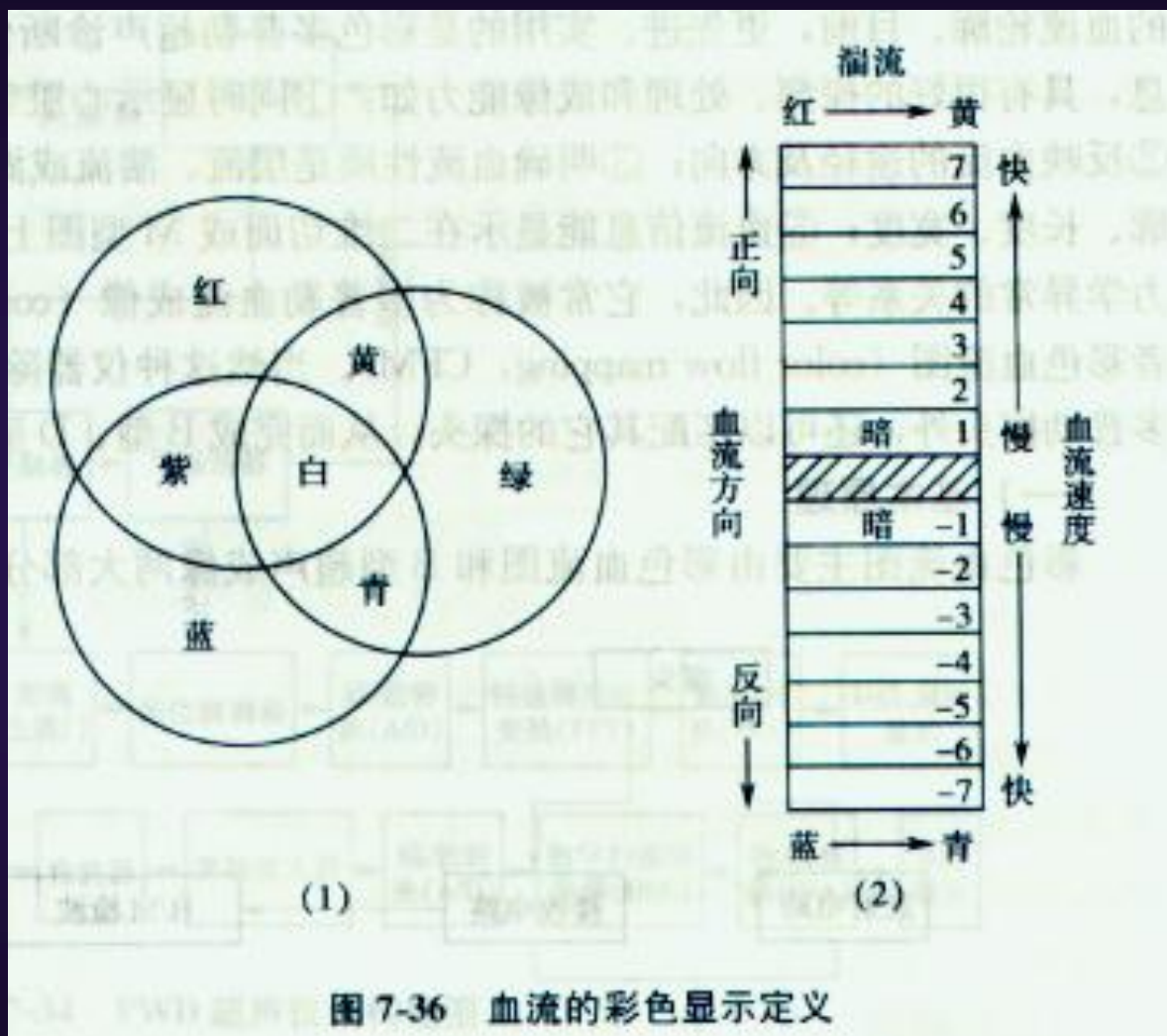
- 彩色血流图象是显示在B型图像上的，二维多普勒血流取样必须与B型图像相重合，所以用一个高速相控阵扫描探头来实现两种显像。
- 二维彩色多普勒广泛采用FFT与自相关技术作信号处理。

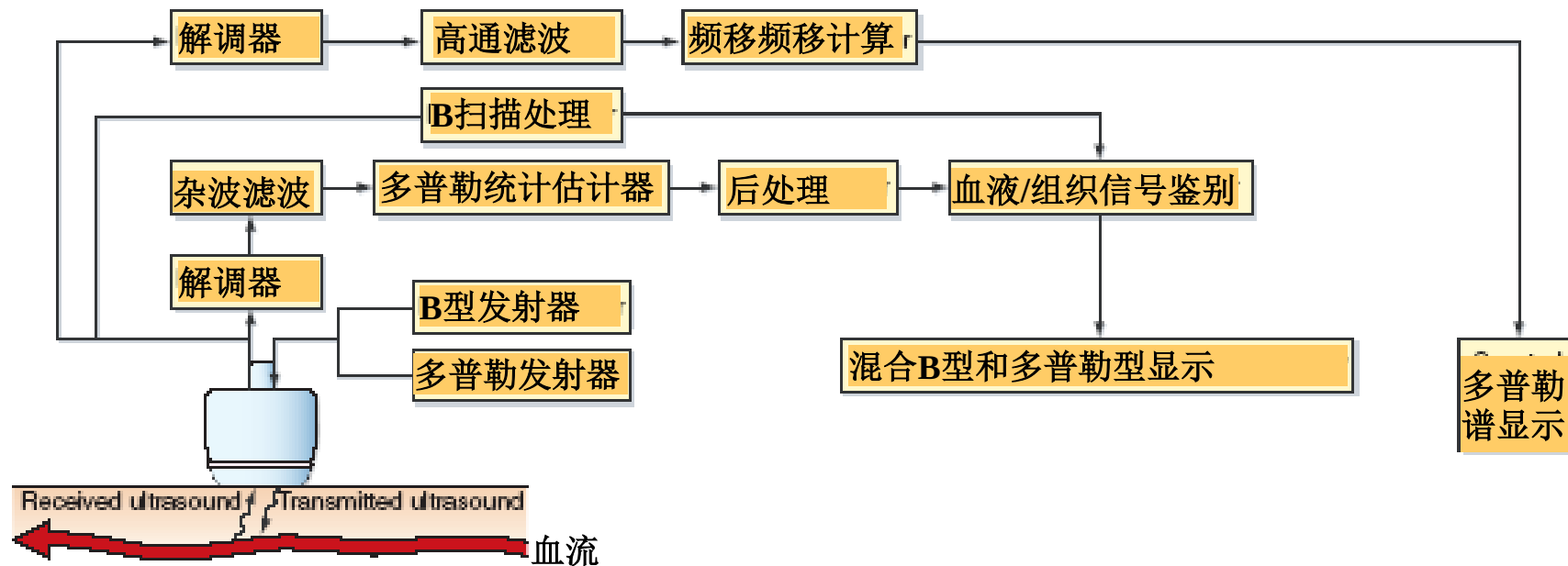
经自相关技术获得的血流信息，必须送入一个彩色处理器，经过编码后再送彩色显示器显示。

系统框图



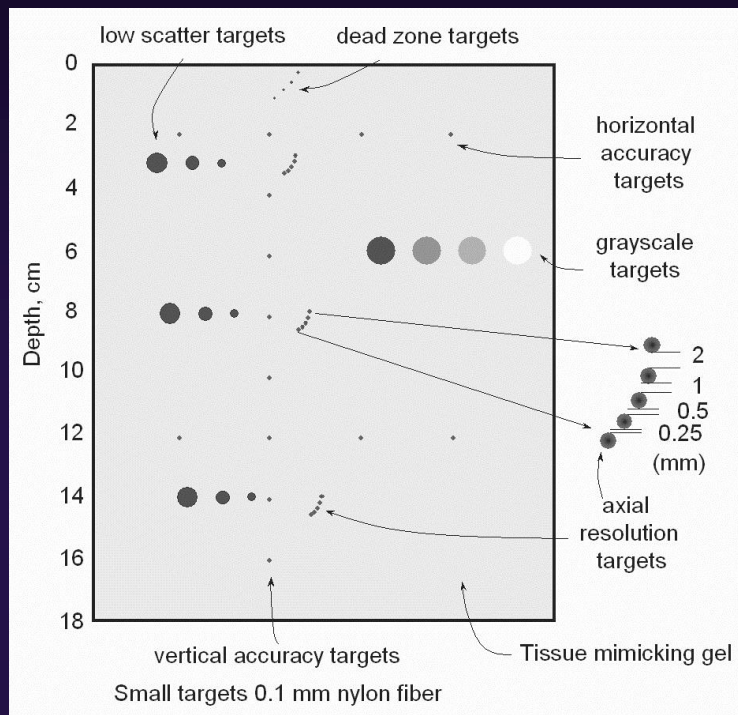




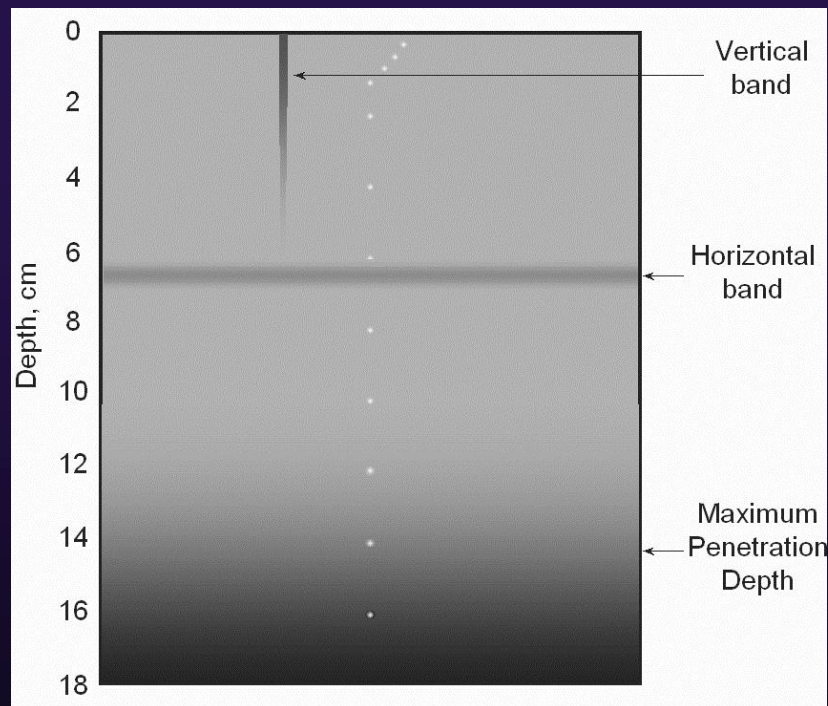


彩色血流超声检测设备基本组成

系统的效果和质量保证



精密的多用途灰度体模Precision multi-purpose grey scale phantom (RMI 403GS LE)



超声成像的优缺点

优点：

- 实时成像 能高速实时成像，可以观察运动的器官，并节省检查时间。
- 使用方便，费用较低，用途广泛。
- 无创对人体无损害。

缺点

- 图像分辨率、对比度、灰阶。

1. 超声探头的频率与其成像的极限分辨率和组织深度的关系是什么？

超声的工作频率 f 越高，获得影像的分辨率越高，但在组织内的衰减也越大。

2. 探头可以高温消毒吗？为什么？

压电材料的居里点：当温度升至 300°C 时，将失去压电效应，这个临界温度点称居里点。所以，探头不能高温消毒。

3. 超声成像基本原理和过程主要是依据那些超声波在介质中传播的物理特性？

↘ 机械波的物理特性

↘ 声阻抗特性

↘ 声衰减特性

↘ 多普勒效应

4. 医用超声评价主要技术指标有那些？

分辨力

超声工作频率

脉冲重复频率

帧频

灰阶

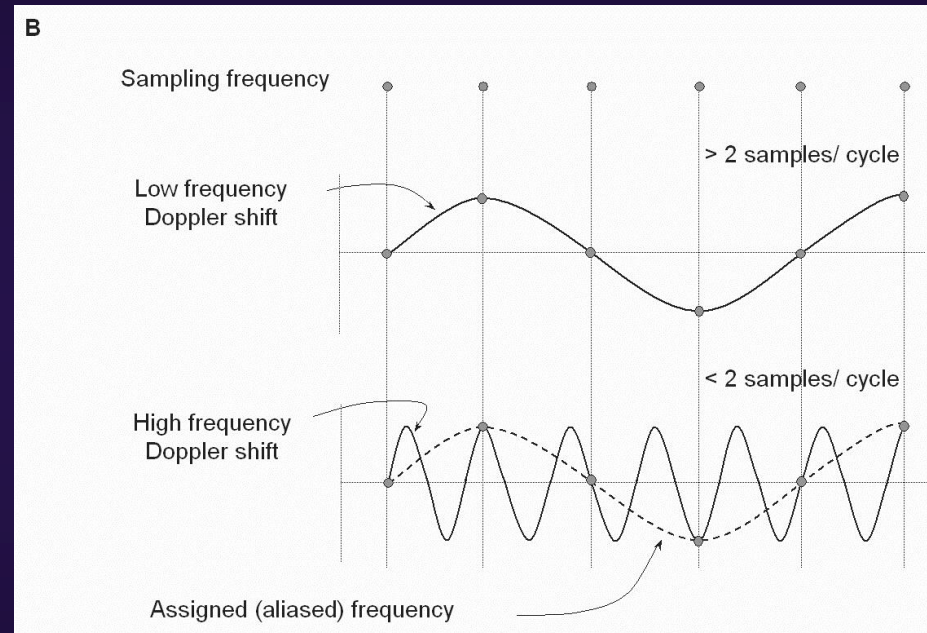
动态范围

相互制约

- 探测深度和运动速度的限制；
- 探测深度和脉冲重复频率之间的制约；

混叠

- 根据采样理论，真实的频率（多普勒频移）如果小于采样率(PRF)的1/2，这时信号才能被重建出来
- 换句话说采样率PRF 必须是要测量的多普勒频移的两倍，
- 高的血流速导致多普勒频移太大，从而出现速度的误差



$$\Delta f_{\max} = \frac{PRF}{2}$$

- 探测的频率越高，分辨力越好，但是超声越容易衰减，所以深部须用较低频率；

- 多普勒成像探测频率和探测深度的相互制约:

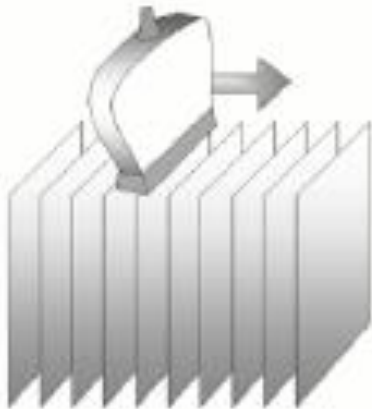
第七章 超声成像新技术

- 一、三维超声成像技术
- 二、超声谐波成像技术
- 三、介入超声成像技术
- 四、组织弹性超声成像技术

一、三维超声成像

近年来，三维成像技术的发展和进步，为非侵入性的诊断技术又开辟了一个新的领域。三维超声技术能够克服二维超声空间显像的不足，成为二维超声技术的重要辅助手段。目前，三维超声能够迅速地对容积图像数据进行储存、处理和显示其三维立体图像，并且能够得到多平面的图像。

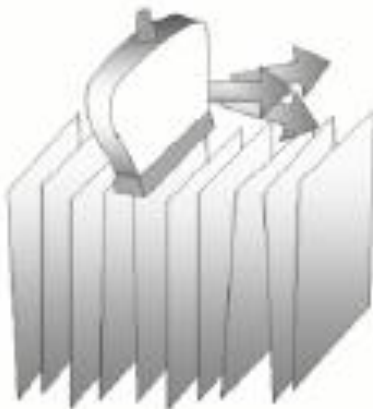
三维成像



Linear



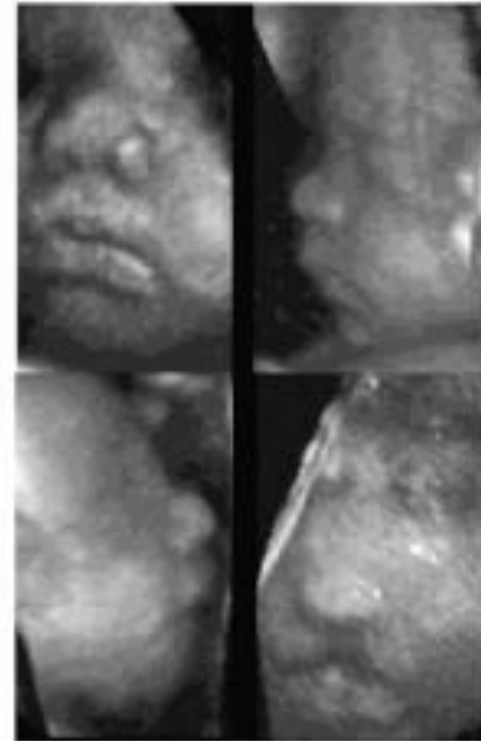
Wedge



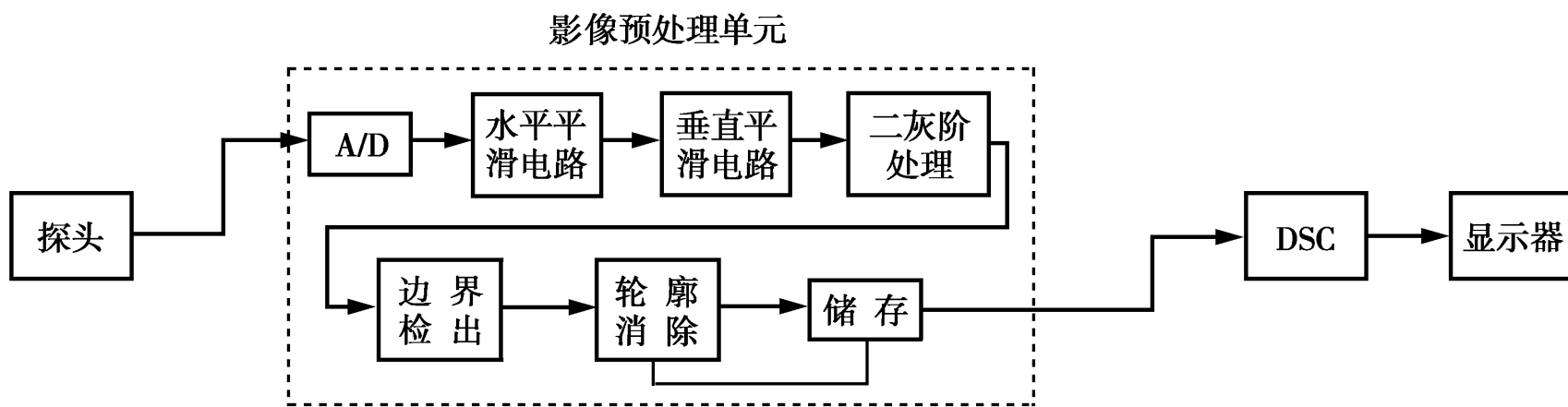
Freeform



Rotational



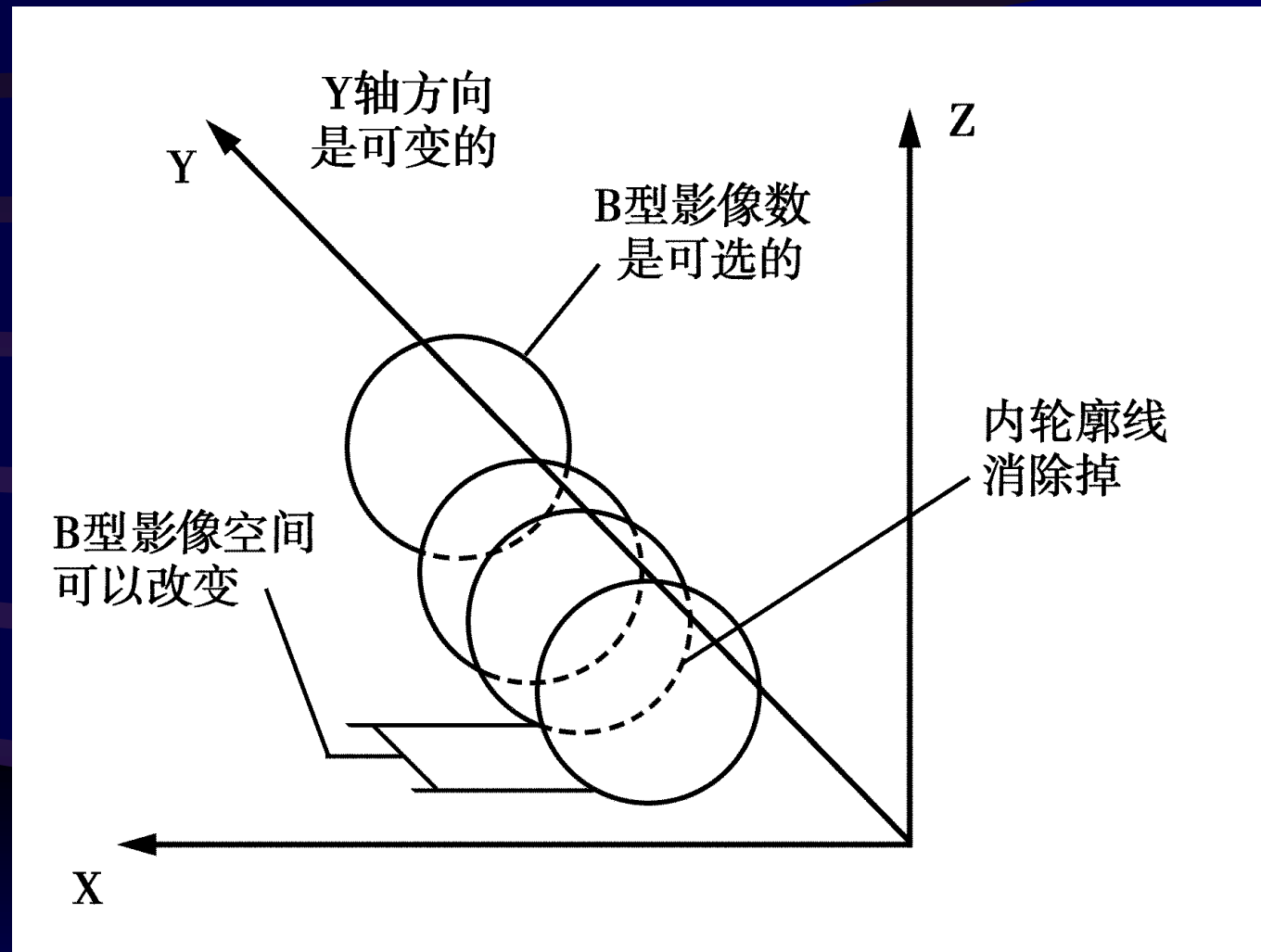
Surface-rendered 3D images



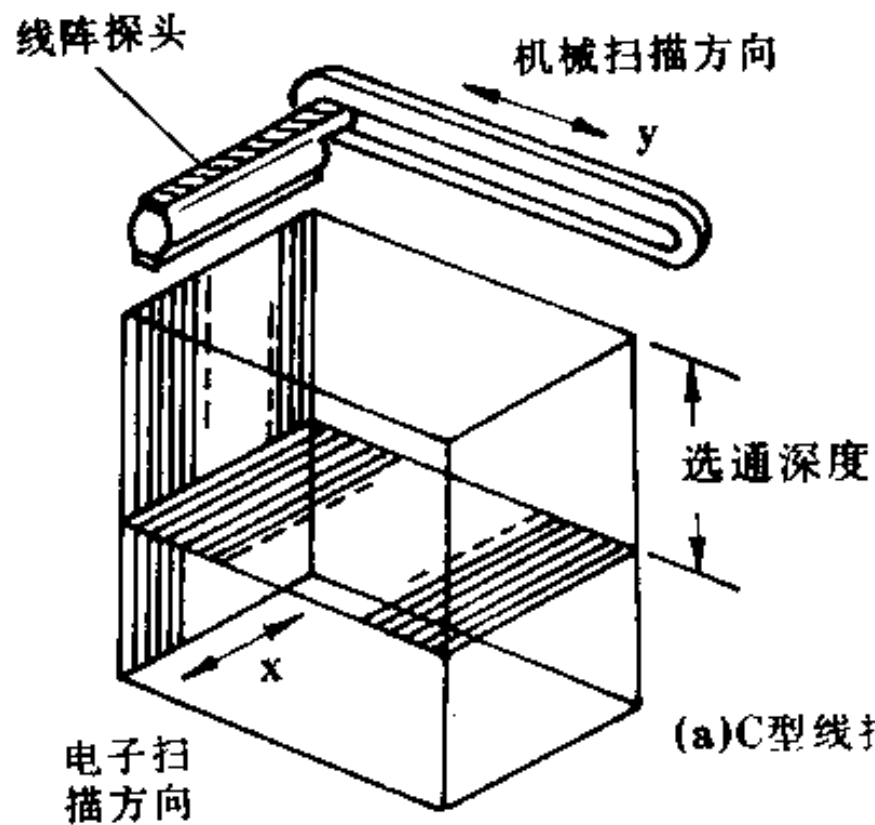
三维超声系统框图

一、三维数据获取

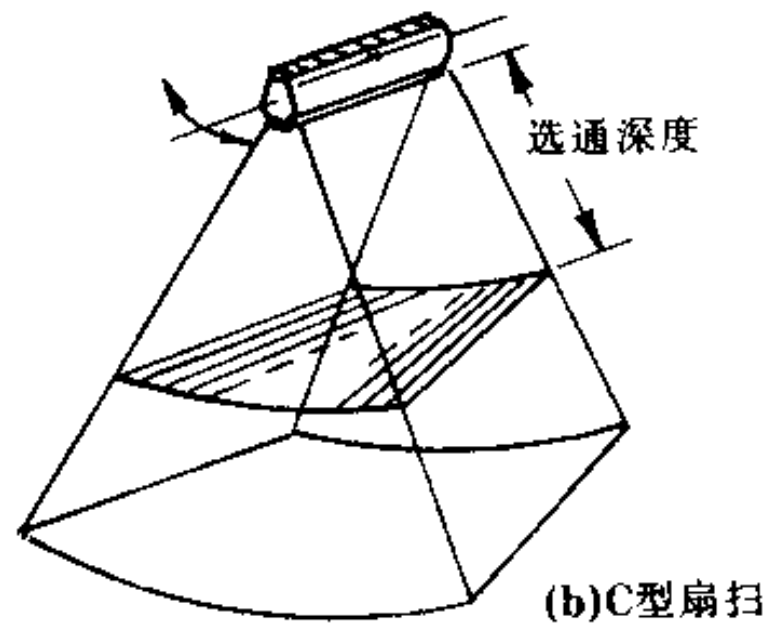
- 三维成像首先要取得足够的三维数据，超声三维影像重建要同时把切面影像及它们之间的位置与角度信号送入计算机，由计算机作相应的组合和处理后，在荧光屏上再现该器官的三维影像。



坐标位移三维显示法



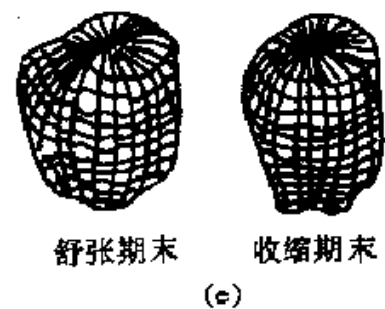
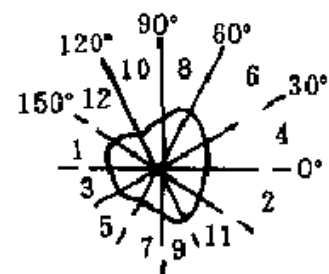
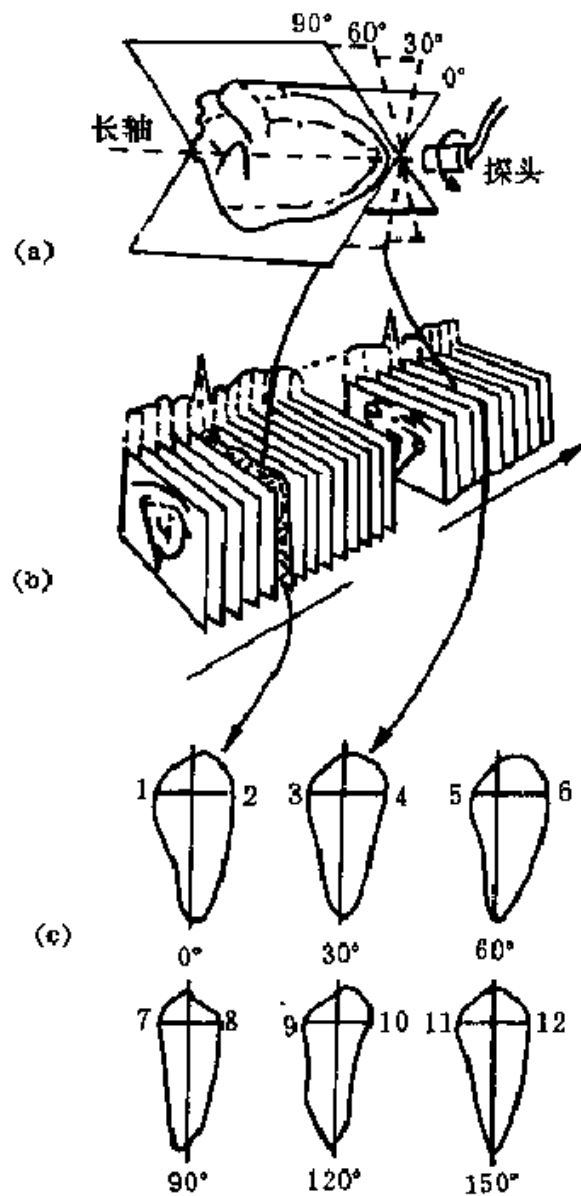
(a) C型线扫



(b) C型扇扫

C 型扫描成像原理

§ 轴旋转角度获取多平面





直接三维数据采集

- 超声探头不动，用矩阵探头利用电子学的方法控制超声束在三维空间的指向。形成三维空间的扫描束。

- 三维立体重建

- 透明成像模式：将实质性的组织结构的所有三维回声数据进行处理，选择性地显示出高回声或低回声结构的特征。能将组织内部情况以透明立体方式表现出来。采用这种模式要求感兴趣结构的回声特征较周围组织回声高或低，例如骨骼、血管或囊性结构。

-

HDI
5000

21 WEEK FETAL SPINE

This Advanced 3DI™ rendering displays a 21-week fetal spine.

二、超声谐波成像技术

谐波成像

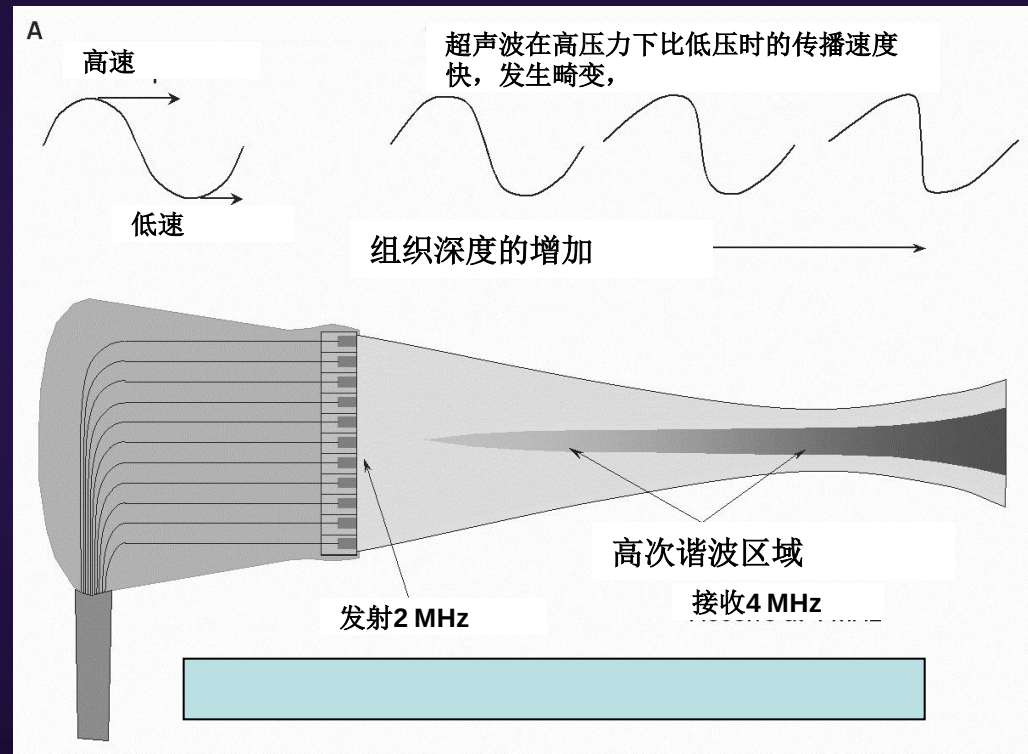
- 基本原理
- 组织谐波成像和对比谐波成像
- 声学造影剂
- 适用的范围

1. 组织谐波成像 (tissue harmonic imaging, THI)

基波和谐波信号同时被体内界面和组织结构的反射，一起被探头接收。滤除基频信号，将组织细胞的结构信息用回波中的谐波信号成像显示。

组织谐波成像

- 谐波的频率是超声脉冲频率的倍数，包含高频次的谐波信号 $2f_0$ ， $3f_0$ ， $4f_0$ 等等。
- 高频谐波的产生主要是由于：超声在组织中的非线性传播
- 波形的畸变随深度的增加而增加，主要存在于波束的中间位置

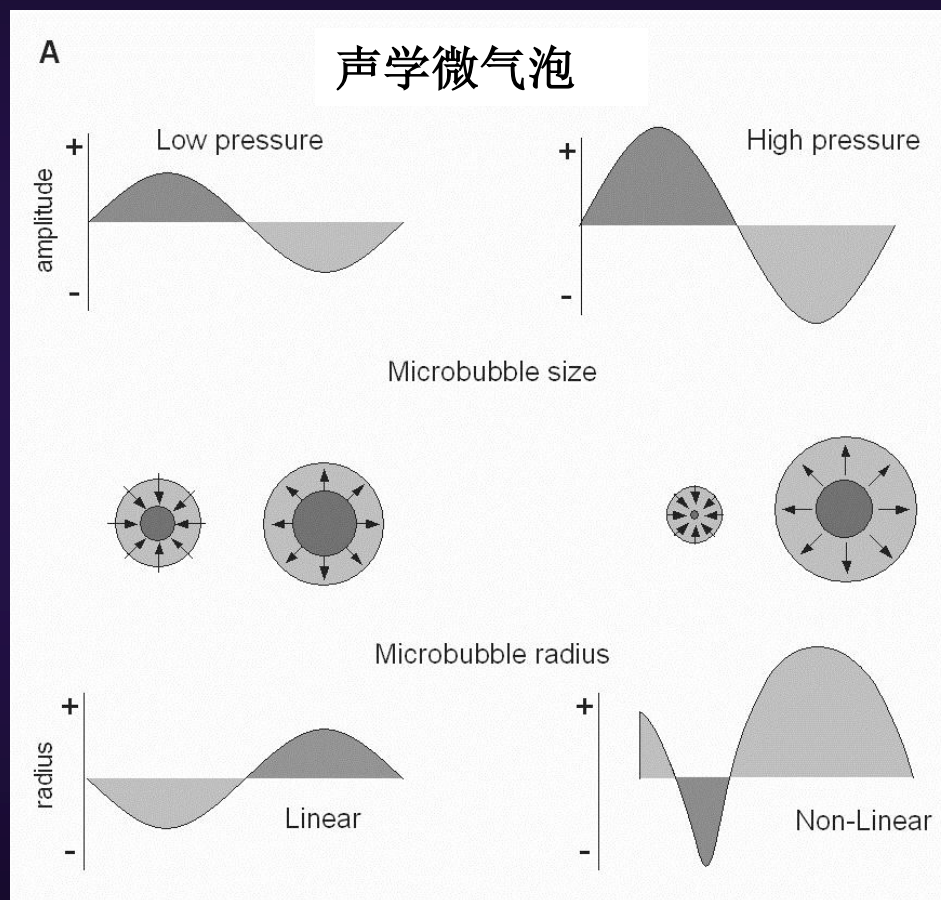


2. 对比谐波成像 (contrast harmonic imaging, CHI)

指用超声造影剂的谐波成像。与组织谐波成像原理一样，利用气泡产生的谐波，因为气泡产生的谐波比软组织产生的谐波要强的多。

谐波成像 - 对比剂

- 高频信号的产生是由于：
- 气泡振动（空化）产生谐波，形成对比剂效果



谐波成像 - 对比剂

- 二次谐波法是基于超声波和微气泡作用的基础上的，气泡在交变应力下发生收缩与膨胀，产生机械共振，共振频率除了包含基波频率外，还包括二次谐波；
- 只提取二次谐波的信号，这样就可以区分出血流和组织，可以看到组织器官的灌注情况
- 注入血液的造影剂，随血流运动，其谐波分量也会产生多普勒频移，分析频移分量，就可以估计出血流的速度；

Pulse Inversion Harmonic Image



Color Doppler Image



三、介入超声成像技术

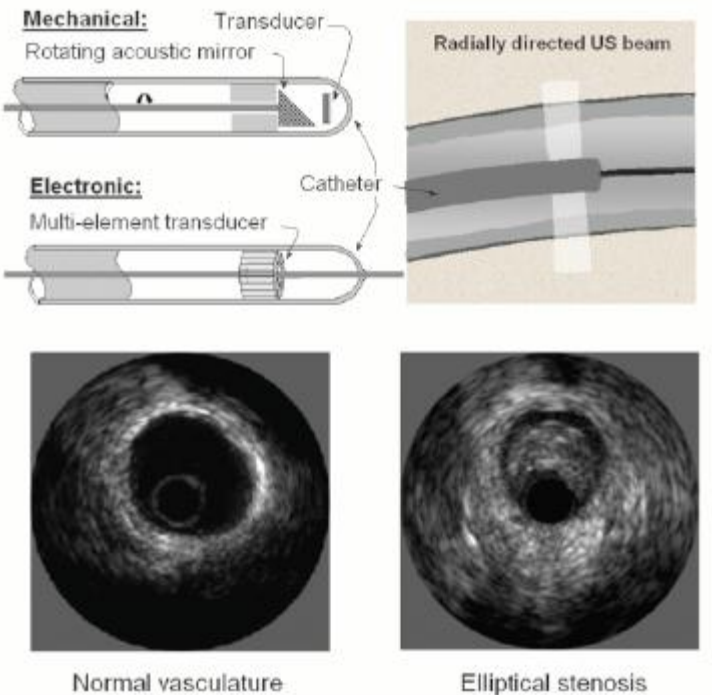
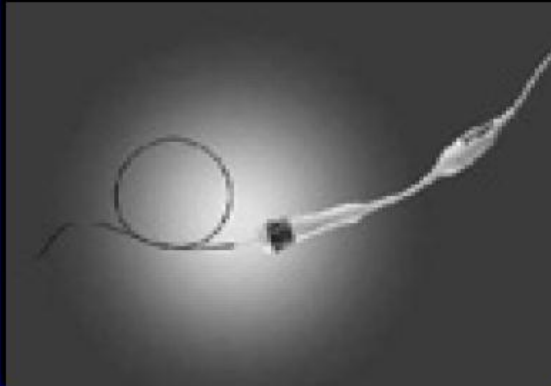
介入超声(Interventional Ultrasound)技术作为现代超声医学的一个分支，它是在超声显像基础上为进一步满足临床诊断和治疗的需要而发展起来的一门新技术。1972年Holm和Goldberg首次分别使用中心有孔的穿刺探头进行活检，开始了介入超声在临床的应用。1983年在哥本哈根召开的世界介入性超声学术会议上，正式确定介入性超声技术成为超声医学中一门新的学科。其主要特点是在实施时超声的监视或引导下，完成各种穿刺活检、X线造影以及抽吸、插管、注药治疗等操作，可以避免某些外科手术，达到与外科手术相当的效果。

血管内超声(intravenous ultrasound, IVUS)是无创性的超声技术和有创性的导管技术相结合的，一种使用末端连接有超声探针的特殊导管进行的医学成像技术。这种技术使得超声技术，如压电传导或者超声传感器得以用于检查血管内壁的情况。

IVUS可以清晰显示过去造影、彩超等容易遗漏的髂静脉阻塞病变。而介入支架手术解除髂静脉阻塞可以有效缓解CVI症状。但是，目前国内只有极少数的大医院拥有血管内超声IVUS设备，且检查价格较高，使得这项技术无法惠及所有病人。

腔内超声成像技术

The **AcuNav** Diagnostic Ultrasound Catheter



四、组织弹性超声成像技术

- 超声弹性成像是一种新型超声诊断技术，能够研究传统超声无法探测的肿瘤及扩散疾病成像，正处于观察研究阶段，可应用于乳腺、甲状腺、前列腺等方面。组织的弹性依赖于其分子和微观结构，临床医生通过触诊定性评价和诊断乳腺肿块，其基础是组织硬度或弹性与病变的组织病理密切相关。新的弹性成像技术提供了组织硬度的图像，也就是关于病变的组织特征的信息。根据不同组织间弹性系数不同，在受到外力压迫后组织发生变形的程度不同，将受压前后回声信号移动幅度的变化转化为实时彩色图像，弹性系数小、受压后位移变化大的组织显示为红色，弹性系数大、受压后位移变化小的组织显示为蓝色，弹性系数中等的组织显示为绿色，借图像色彩反映组织的硬度。弹性成像技术，使超声图像拓宽，弥补了常规超声的不足，能更生动地显示及定位病变。