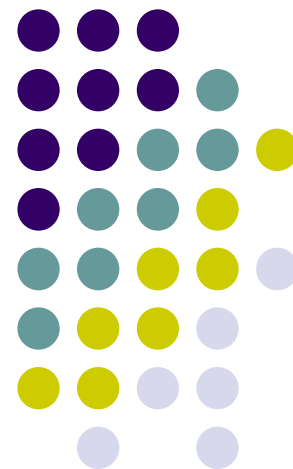
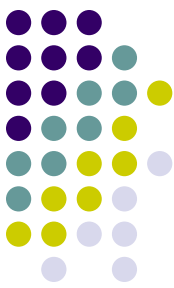


超声成像设备

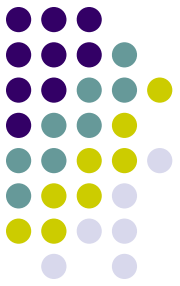




● 第一节 概 述

- **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。

超声成像设备分类（上）



- 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

超声设备分类（下）

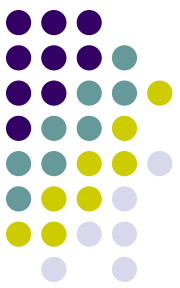


- **M型超声诊断设备-M超—超声心动图仪**：在荧光屏上得到组织器官（心脏）许多曲线—构成超声心动图。反映不同介面不时间反射超声波的强弱。是亮度调制型设备。临床主要用于研究心血管疾病、可与心电图、心音图、脉搏结合考虑分析，测量心血管的部分大小、厚度，瓣膜的运动。
- **B型超声诊断设备**：—B超一切面显像仪。静止目标B型超声显像仪；实时B型超声显像仪，数字扫描B型超声成像设备，代计算机的B型超声成像设备四种。
- **C超与F型超声成像设备**：横断面成像，横断面曲面成像。
- **D超**：脉冲回波D型超声诊断仪，连续波D型超声诊断仪。
- **彩超=B+D+M, 多功能超声成像设备。彩色显示。**CDFI 彩色血流（低速）显像仪 CDTI(高速) CDE(彩色、幅度，大小) 低速血流的彩色多普勒能谱图，DPA(大小，方向)
CHI, THI（见书171页表6—1，183页）
- **超声全息诊断设备**
- **超声显微镜**
- **超声CT**
- **超声外科设备**
- **超声治疗设备**



二、超声设备发展历程

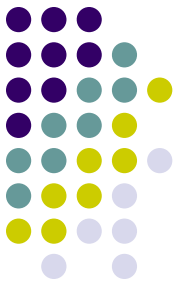
- 1880年，法国科学家 皮尔和Jacques. 居里 压电效应 。1917年法国科学家保罗一郎之万 发现逆压电效应。
- 1921年 声纳
- 1942年 奥地利科学家 A超，探测头颅
- 1952年 美国科学家 B超 1954年B超临床
- 1956年 日本科学家 多普勒超声 探测心脏
- 1967年 电子探头 1968年 TGC
- 1968年 研究计算机用于B超设备，DSC数字扫描
- 1973年C超，1978年F超
- 1983年彩色学流图（CFM），1990年3D扫描研制
- 1991年数字化超声成像系统步入新的发展阶段
- CDTI CDE DPA CHI THI



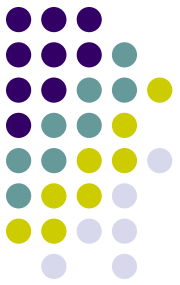
三、超声波基础知识简介

- (一) 超声波
- 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

3、次声波、声波、超声波



- 4、超声波的特点
 - 方向性好：定向发射。
 - 能量高：
 - 传输特性：
 - 穿透能力：工作频率与发射功率
 - 5、超声波的类型
- 纵波与横波：固体、液体、气体均可传播纵波。只能在固体传播横波，不能在液体、气体传播横波。
- 表面波：沿介质表面传播的波，是瑞利1887年提出又叫瑞利波
 - 板波：在板厚与波长相当的介质中传播
 - 平面波：波阵面互相平行的平面的波
 - 柱面波：波阵面是同轴圆柱面的波
 - 球面波：波阵面是同心球面的波
 - 连续波：波源不断振动，连续不断辐射的波。脉冲波：波源振动时间较短，间歇辐射的波



一维超声波的数学表达式

- 声压 p

$$p = \rho c A \omega \sin \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

- 介质密度 ρ ，超声波传播速度 C ，振幅 A
- 角频率 $\omega = 2\pi f$ ，超声波传播时间 t

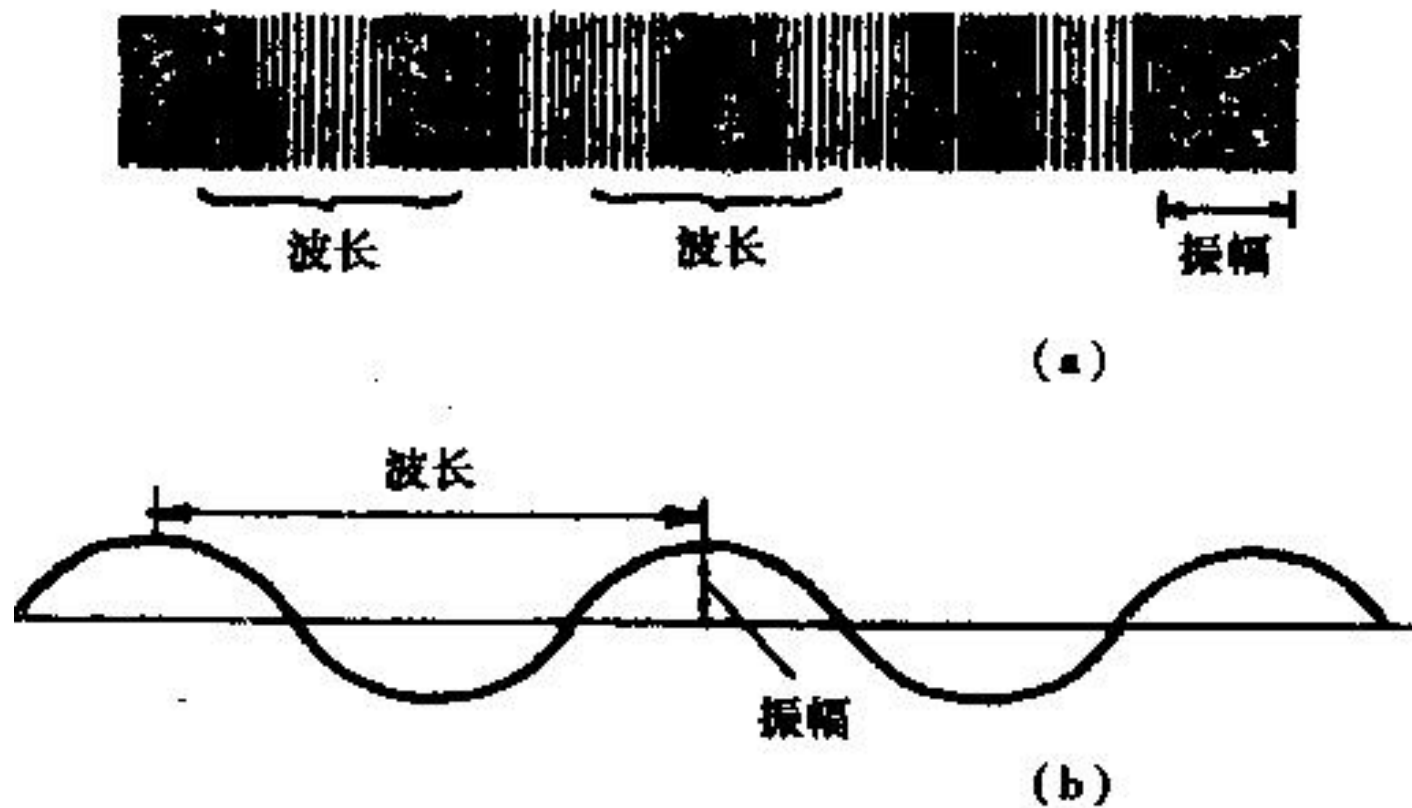


图 15-4 波长示意图

$$f = \frac{1}{T} = \frac{c}{\lambda}$$

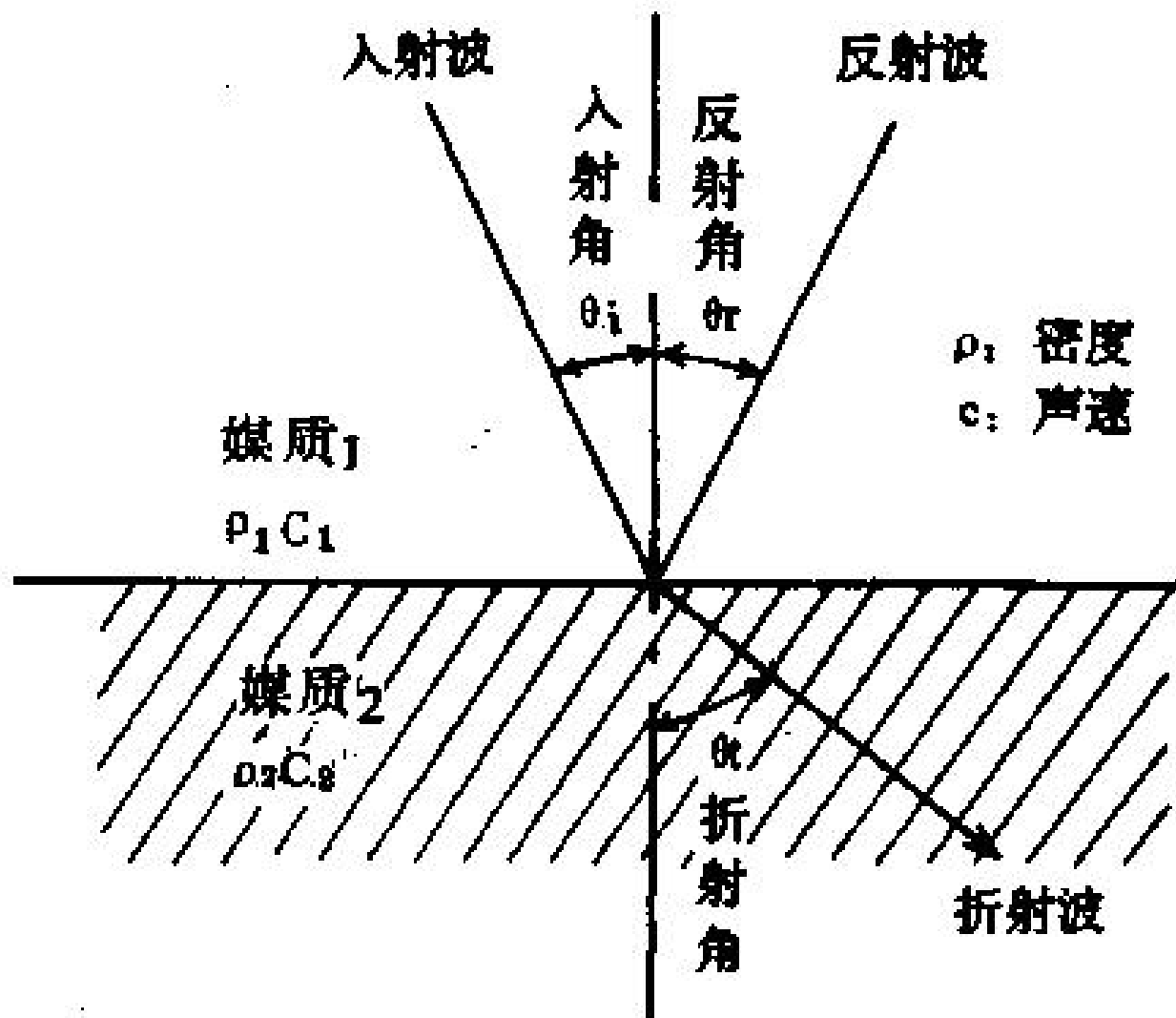


图 6-3 声波的反射与折射

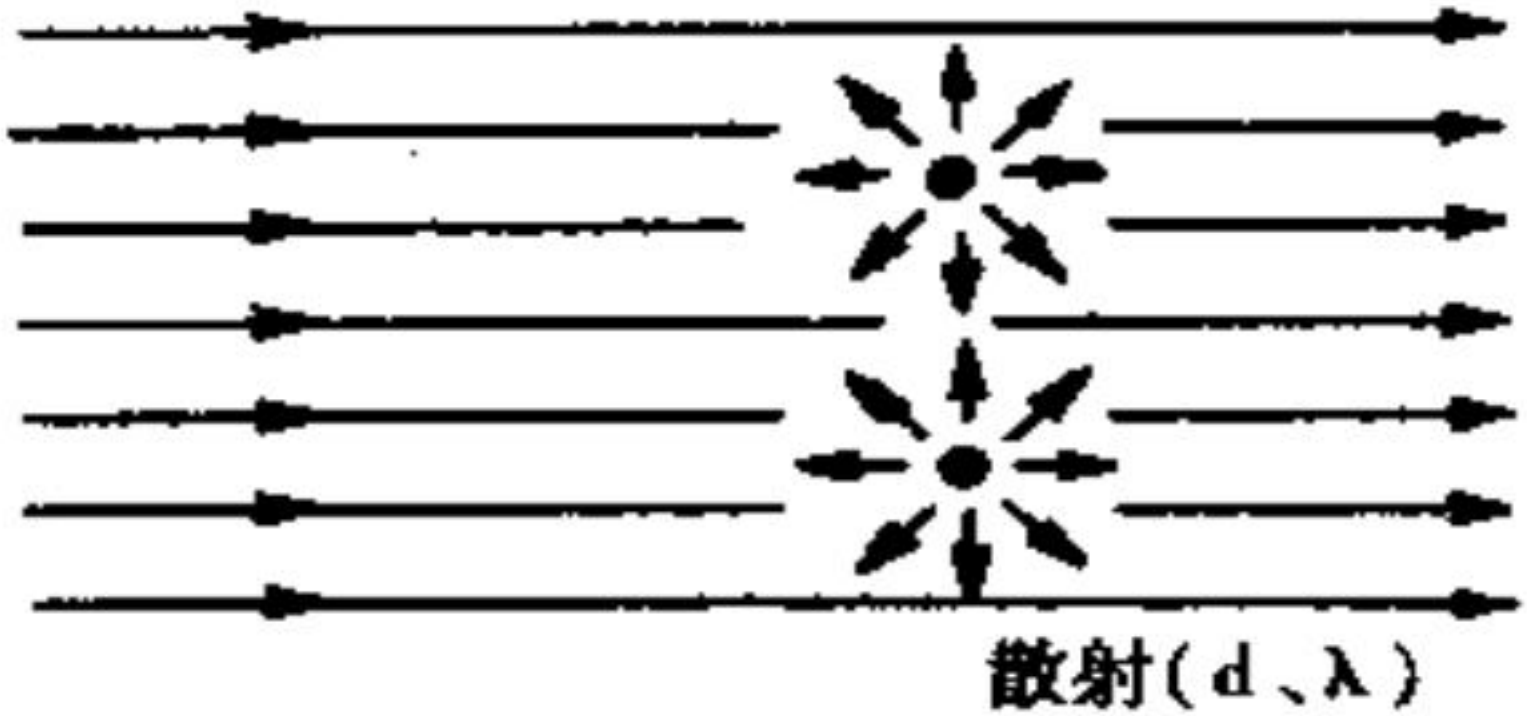


图 15-9 超声的散射

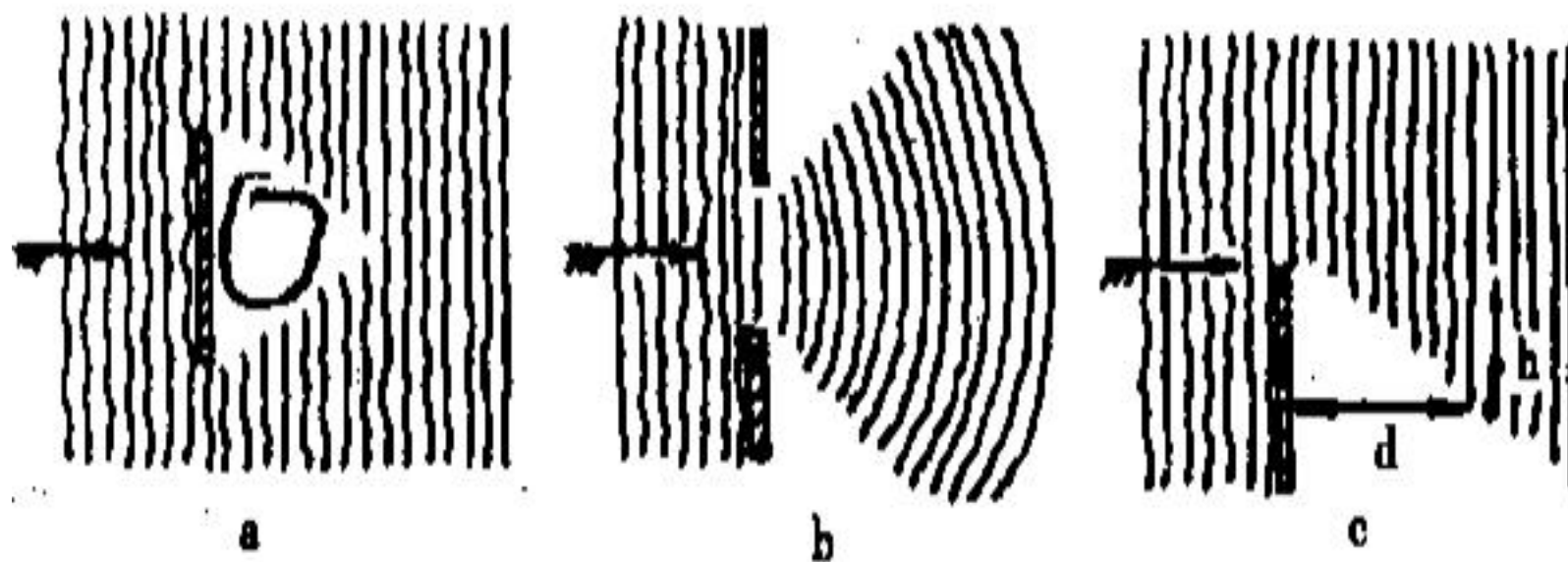


图 15-8 各种衍射

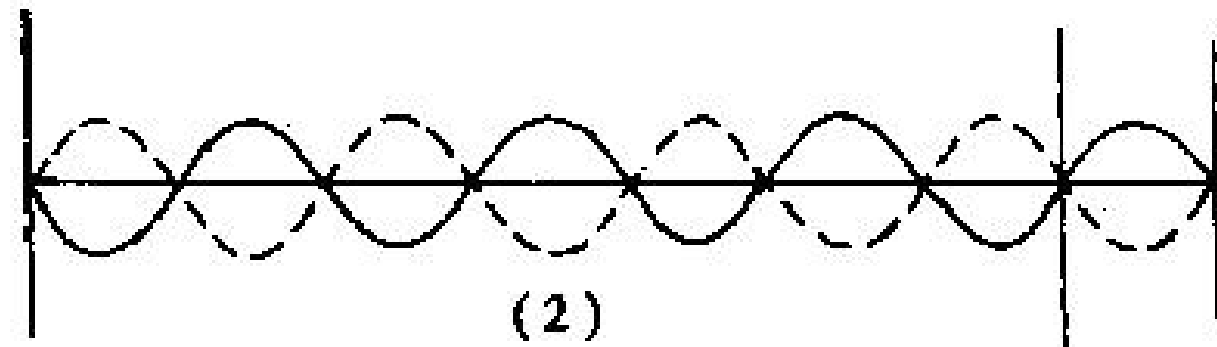
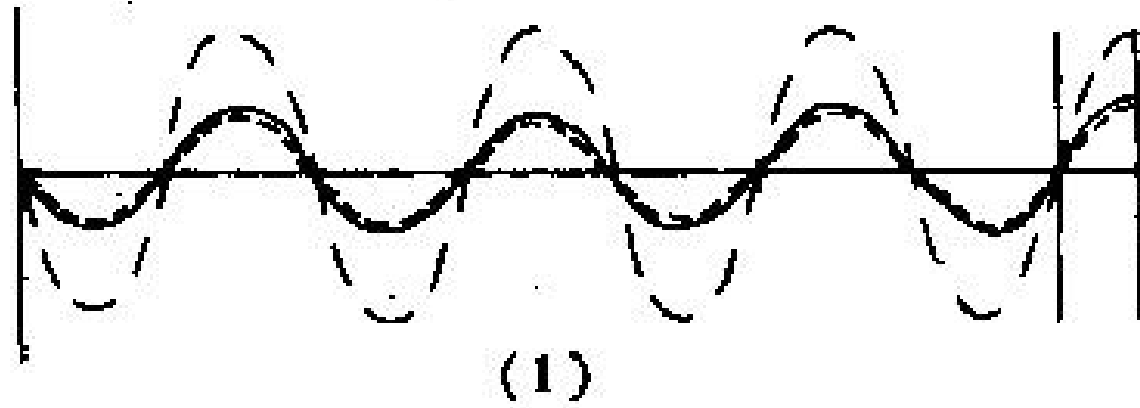
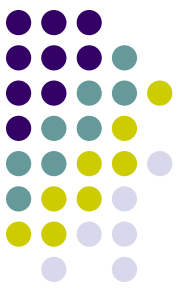
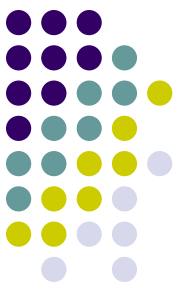


图 15 - 10 超声的驻波

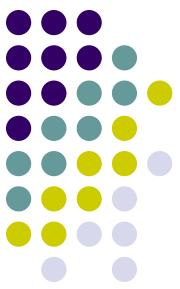


- 3、超声波在介质中的传播规律
- 反射：反射系数= $(Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)$
- 全反射 与 反射强烈
- 折射：
- 衍射：
- 干涉 与 驻波
- 散射：
- 声学界面：声阻抗不同的两组织形成。
- 条件：声学界面的几何尺寸与超声波波长比较。
- 声阻抗Z：与介质密度 ρ 和超声波传播速度C有关，人体组织按声阻抗分类（低，中，高）。



（二）超声波在介质中的衰减

- 1、衰减：超声波强度随传播距离增加，减少的现象，称为超声波的衰减。
- 2、衰减表现几种形式
- 扩散衰减：有距离造成与距离平方成反比。
- 散射衰减：与微粒作用改变超声波传播方向。
- 吸收衰减：摩擦内耗，与频率的关系较大，高频超声波衰减大，传播距离近，宜探测浅表组织。



（三）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、回波大小与界面出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）。

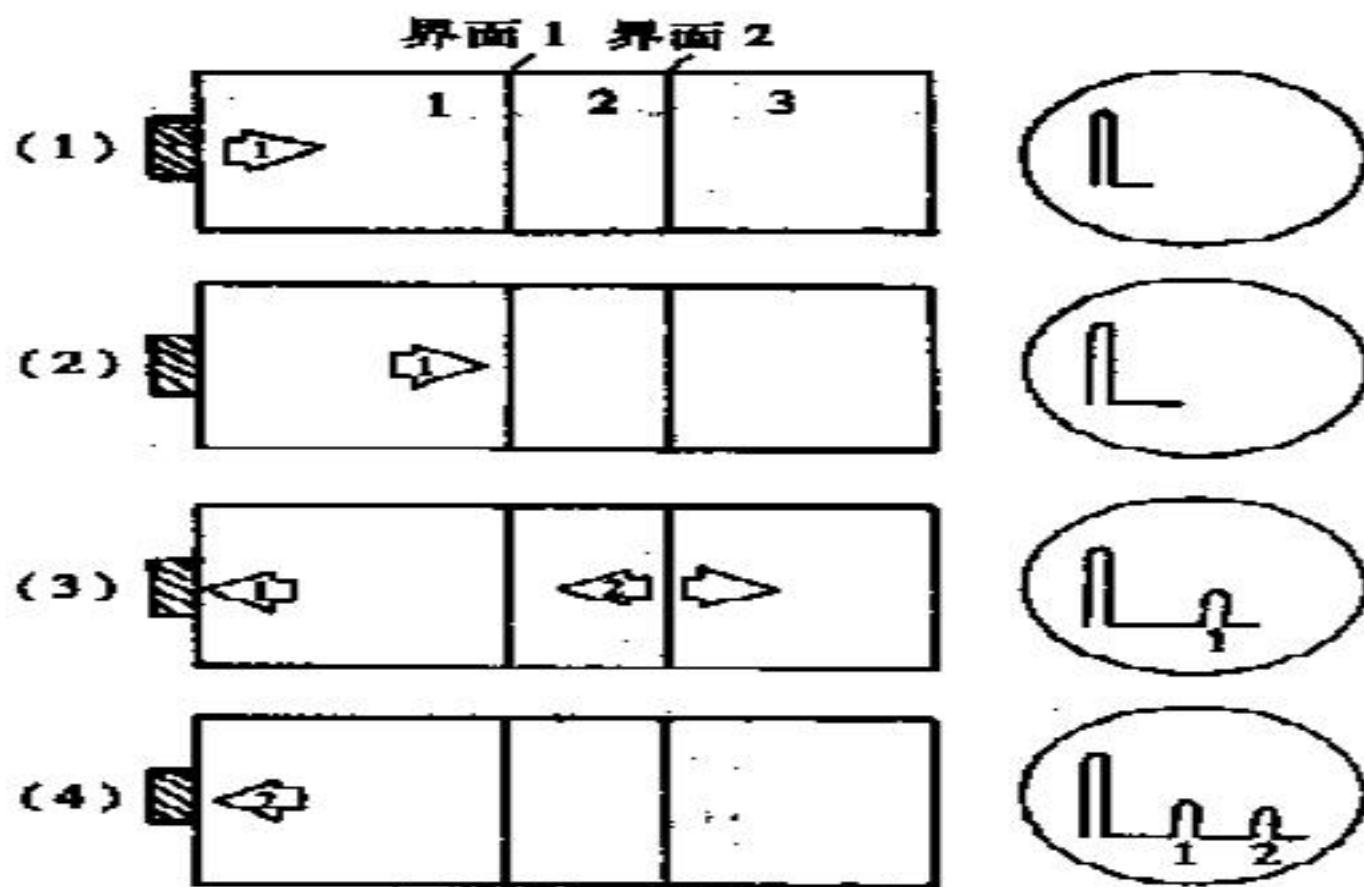


图 15 - 13 脉冲回波成像示意图

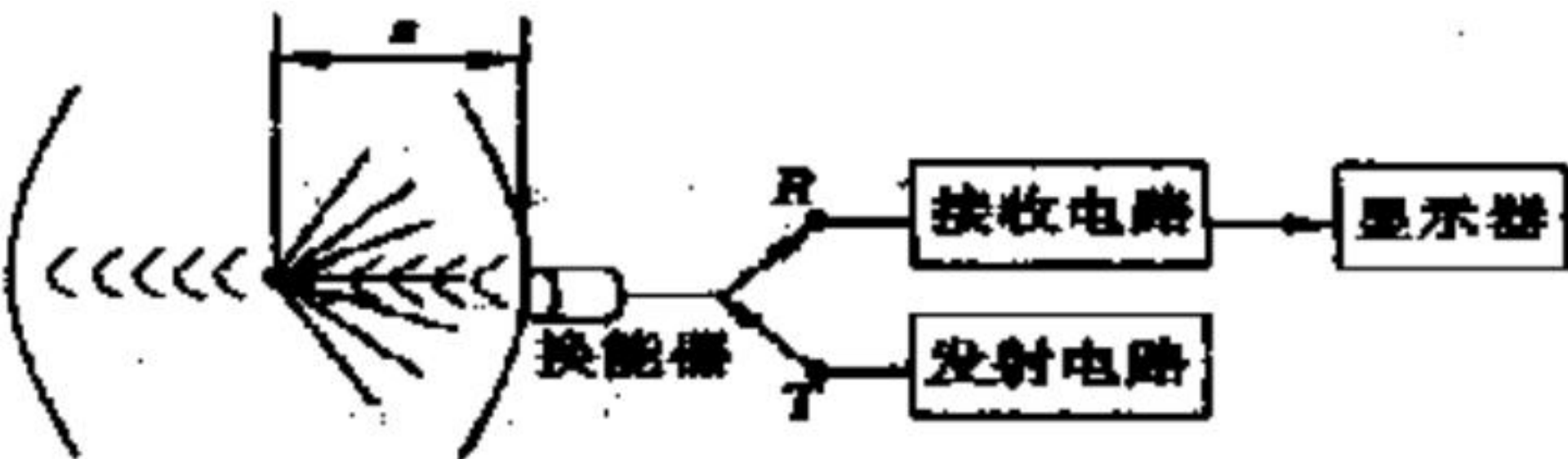
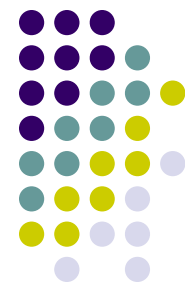
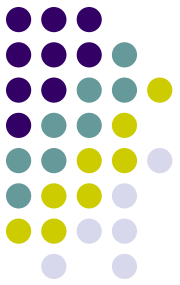


图 15 - 14 基本的脉冲回波成像系统

第二节 超声探头（换能器）

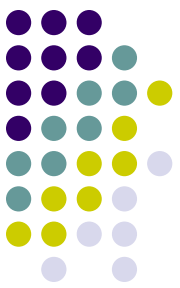


- 一、作用：机械能与电能相互转换完成发射或接收超声波的任务
- 二、结构：换能器、壳体、电缆、其它部件（如电机、位置检测器）等。主体（**压电振子、吸收层、保护层**）与壳体（**外壳、电缆、接插部件**）两部分。
- 三、原理：发射超声波和接收超声波
压电效应：晶片施力在端面上出现电荷。
逆压电效应：晶片上施加正弦交变电压引起 晶片振动，发射超声波。
- 四、压电材料与压电振子
压电材料物理上都是弹性体，物理特性方向各异，有的方向有压电效应，有的方向无。
- 压电材料：压电单晶体（天然石英、电石类，人工制造硫酸锂，铌酸锂），压电陶瓷（许多不同单晶体构成，一定温度范围有压电效应，如钛酸钡，锆钛酸铅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。



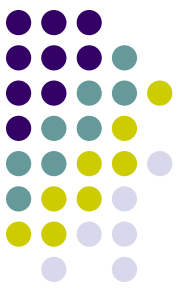
晶片的振动模式

- 伸缩振动（厚度、长度、径向）
- 切变振动（厚度切变、面切变）
- 弯曲振动（厚度弯曲，长度弯曲）
- 能陷振动
- 在临床中，不同器官组织要用不同的探头。
- 这是学习超声诊断十分重要的技术。



五、探头的分类

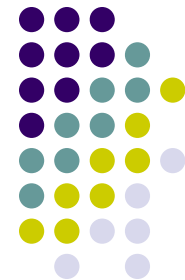
- （一）、按工作原理分
 - 脉冲回波探头
 - 多普勒式探头
- （二）、按结构分
 - 机械探头与电子探头
- （三）、按用途分
 - 眼科、腹部、妇产科等
- （四）按振子单元数分单元探头，多元探头（线阵、相控阵、方阵、凸阵）。
- （五）按声束特性分、聚焦探头, 非聚焦换能器
- （六）收发方式分（发射、接收、收发兼用）
- 按晶片形状分（圆形，环形、方形、矩形、



六、质量指标——探头的性能参数(书172页)

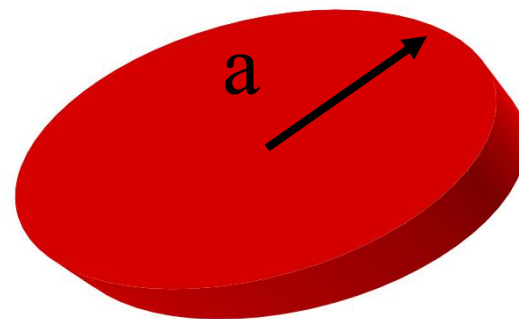
- **居里点**：压电材料发生压电效应的临界温度。
- **频率常数 f_c** ：确定晶片几何尺寸的重要参数。**谐振状态**。
- **电容常数 ϵ** ：表示晶片的介电性能参数。极间电容越小越好。
- **发射系数 D** ：电能转变成机械能，压力恒定时，单位电场强度变化引起应变变化。
- **接收系数 G** ：机械能转变成电能，电位移恒定，单位压力引起电场变化。
- **机电耦合系数 K** ：机械能与电能转换系数，与晶片的灵敏度有关，材料决定，无单位。
- **力学品质因素 Q_m** ：决定探头通频带的重要因素，谐振时晶片储存能量与晶片损耗能量之比， Q_m 大损耗小。通频带窄。无单位。
- **介质损耗因子 $\text{tg}\delta$** ：

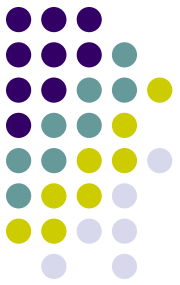
平面活塞探头性能探讨（174页）



- 远场与近场 $Z < \frac{a^2}{\lambda}$ $Z > \frac{a^2}{\lambda}$
- 超声波波长 λ ，晶片半径 a
- 扩散半角

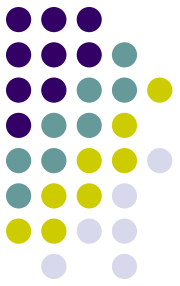
$$\sin \vartheta = 0.61 \frac{\lambda}{a}$$





七、压电振子的特性讨论

- 晶片的等效电路
- 频率特性
- 换能器的许多参数与频率有关
- 工作频率
- 频带宽度
- 电阻抗匹配
- 声阻抗匹配
- 频率相应
- 同一振子接收不同频率的超声波
- 同一振子加不同的压力



- 晶片的形状，几何尺寸，振动模式，晶片的材料，对图象质量，分辨率、噪声

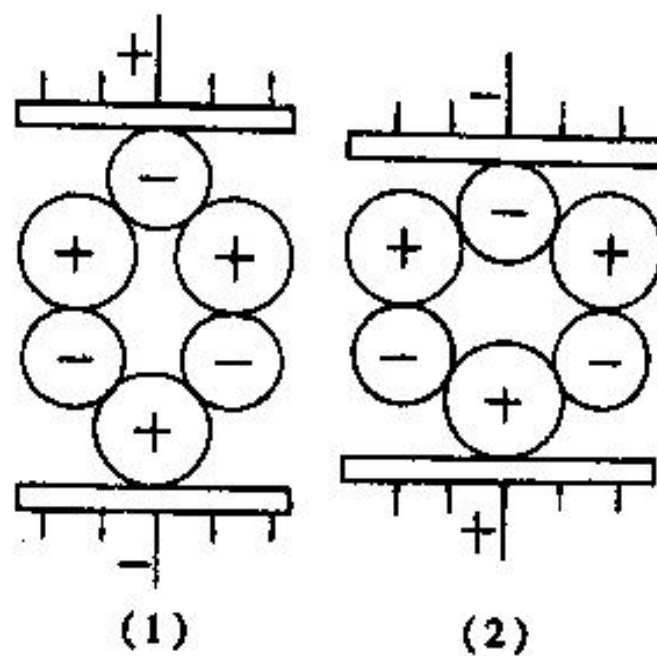


图 15-29 石英晶体的逆压电效应

(1) 压电体两侧加电场时，长度伸展

(2) 压电体两侧加与 (1)

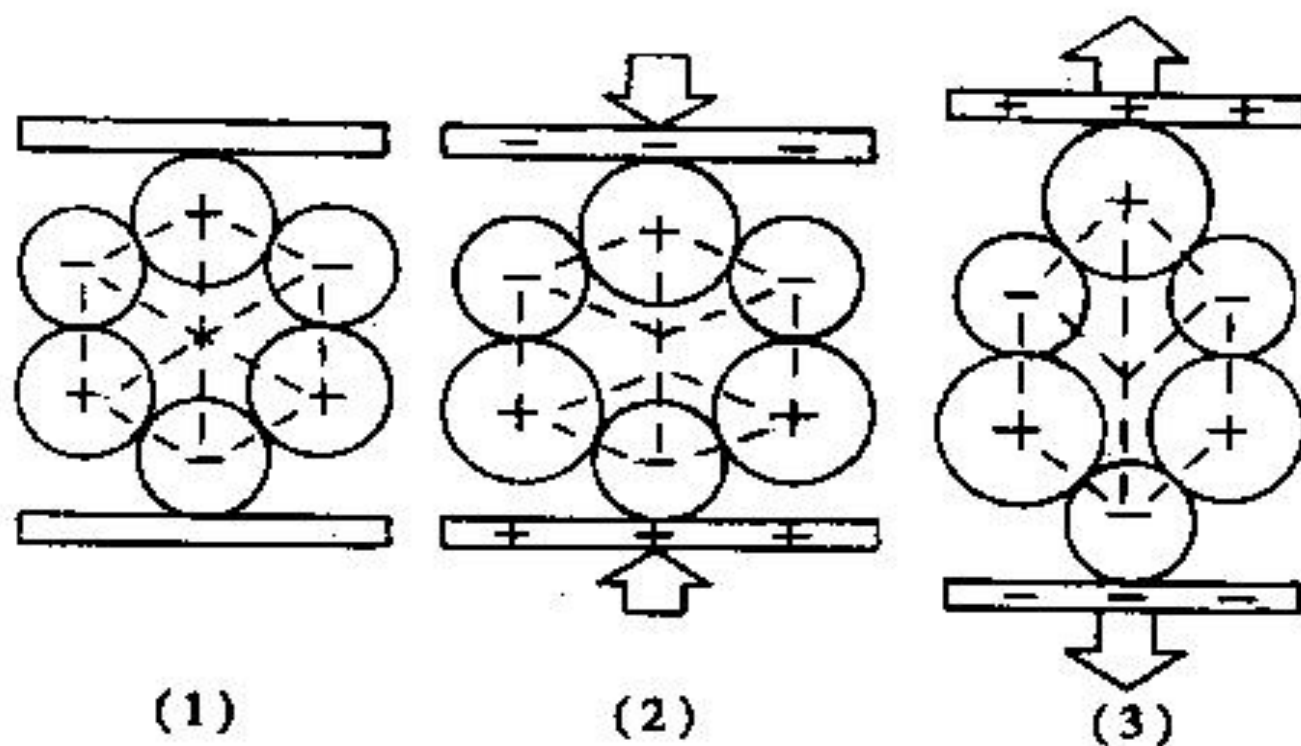


图 15-28 石英晶体的压电效应

- (1) 压电体未受外力时，两侧不带电荷 (2) 电
体受压缩力两侧带电荷 (3) 压电体

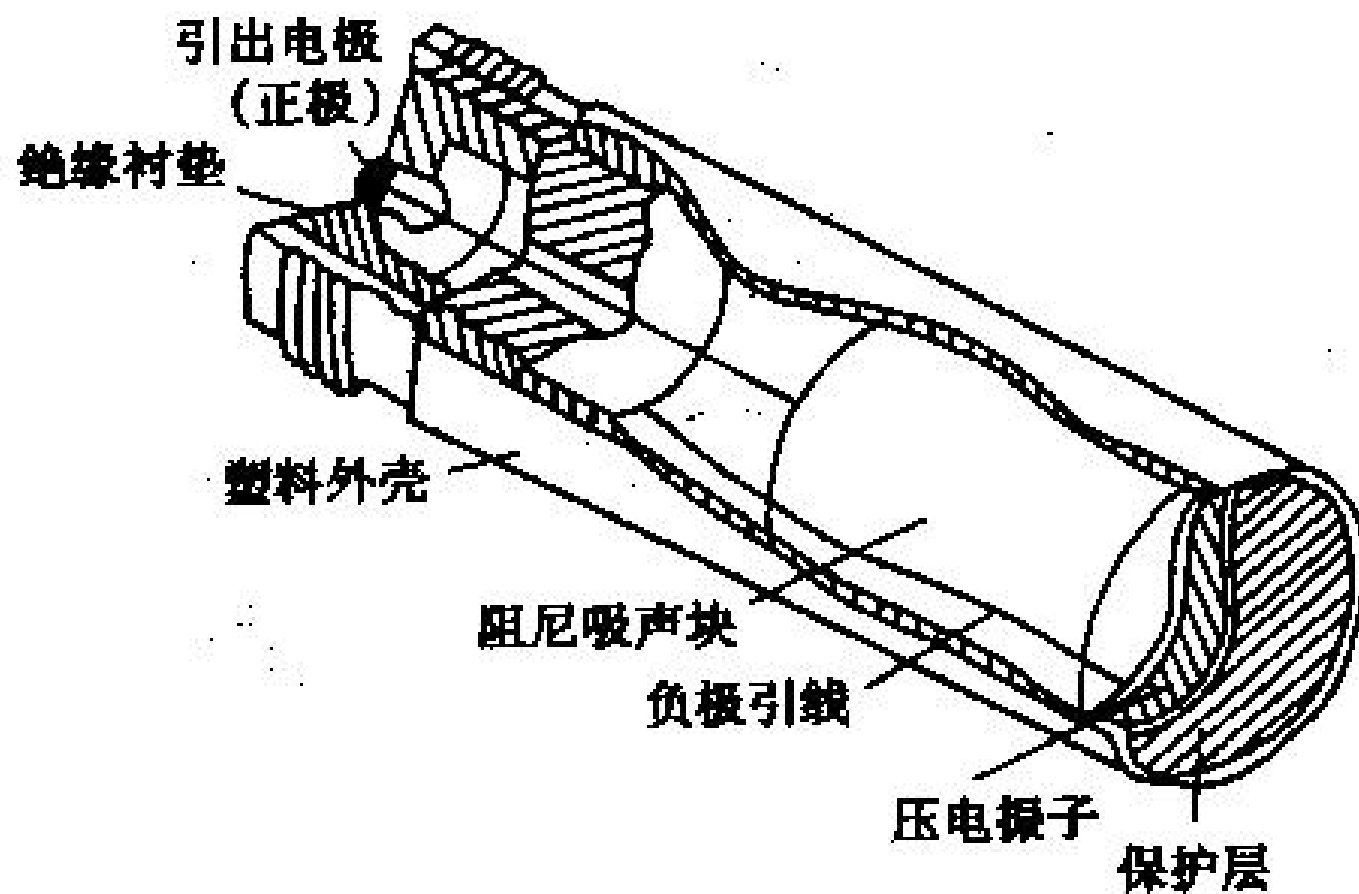


图 15 - 30 探头的基本结构

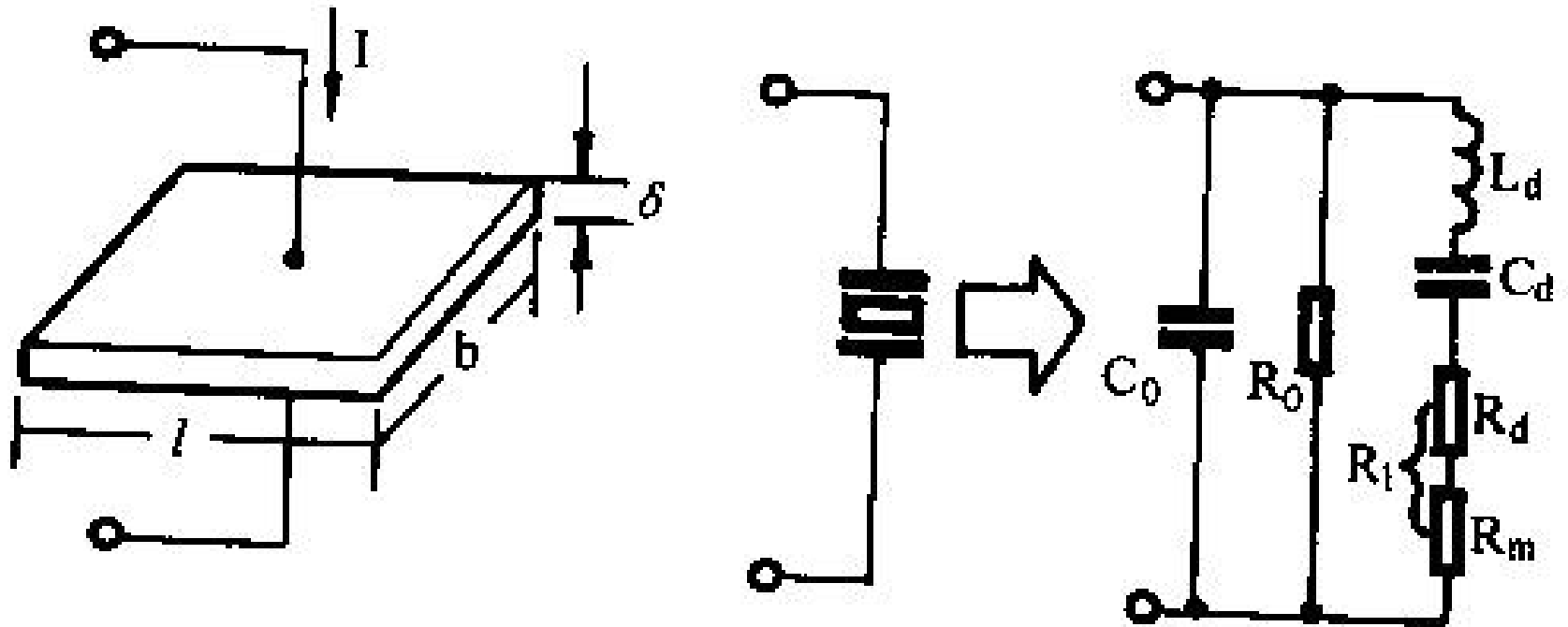
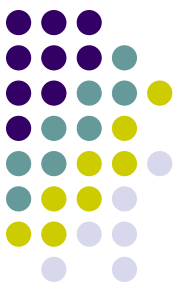


图 12-3 谐振频率附近压电振子的等效电路

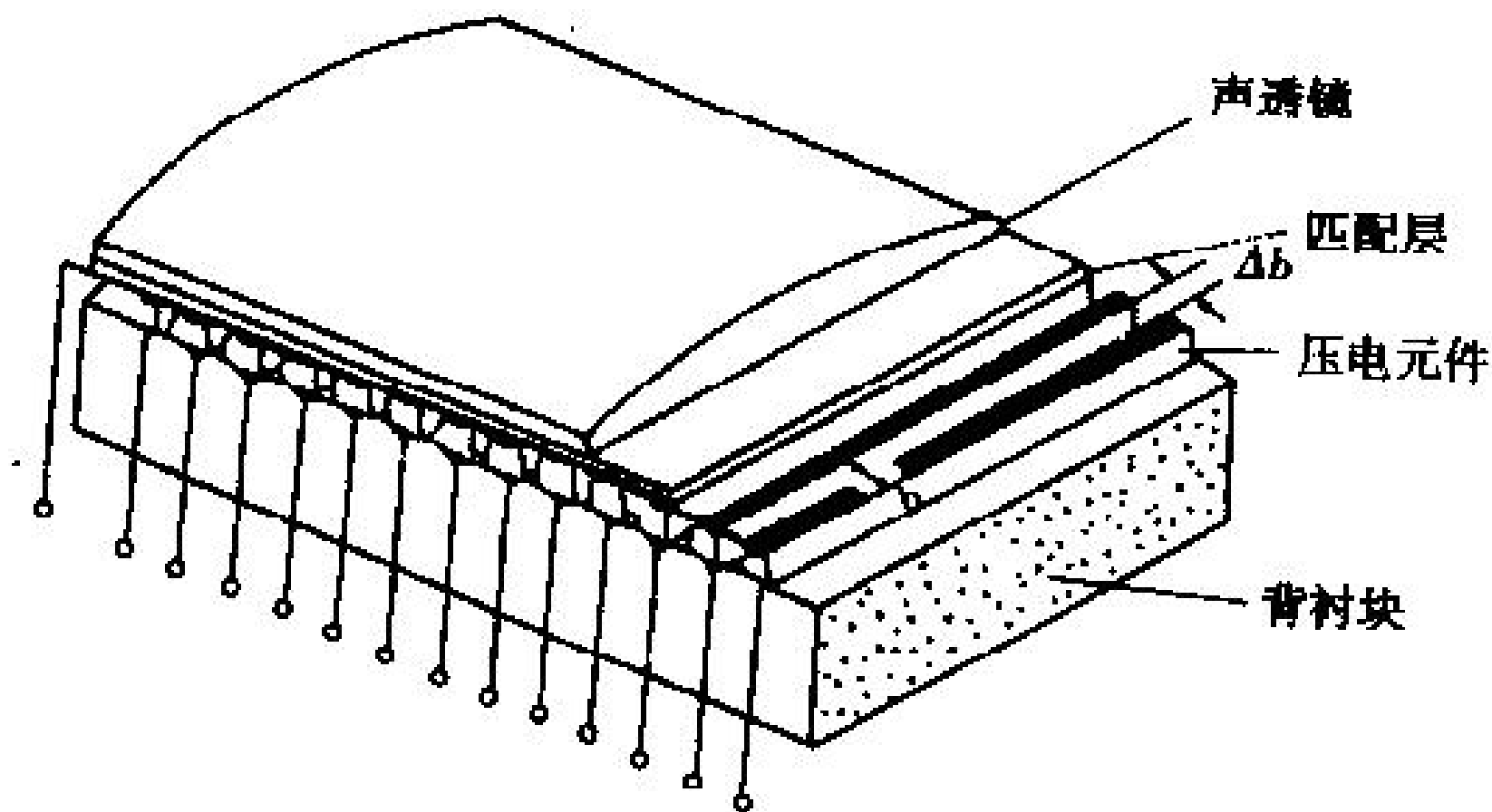


图 15 - 35 多元阵探头结构示意图

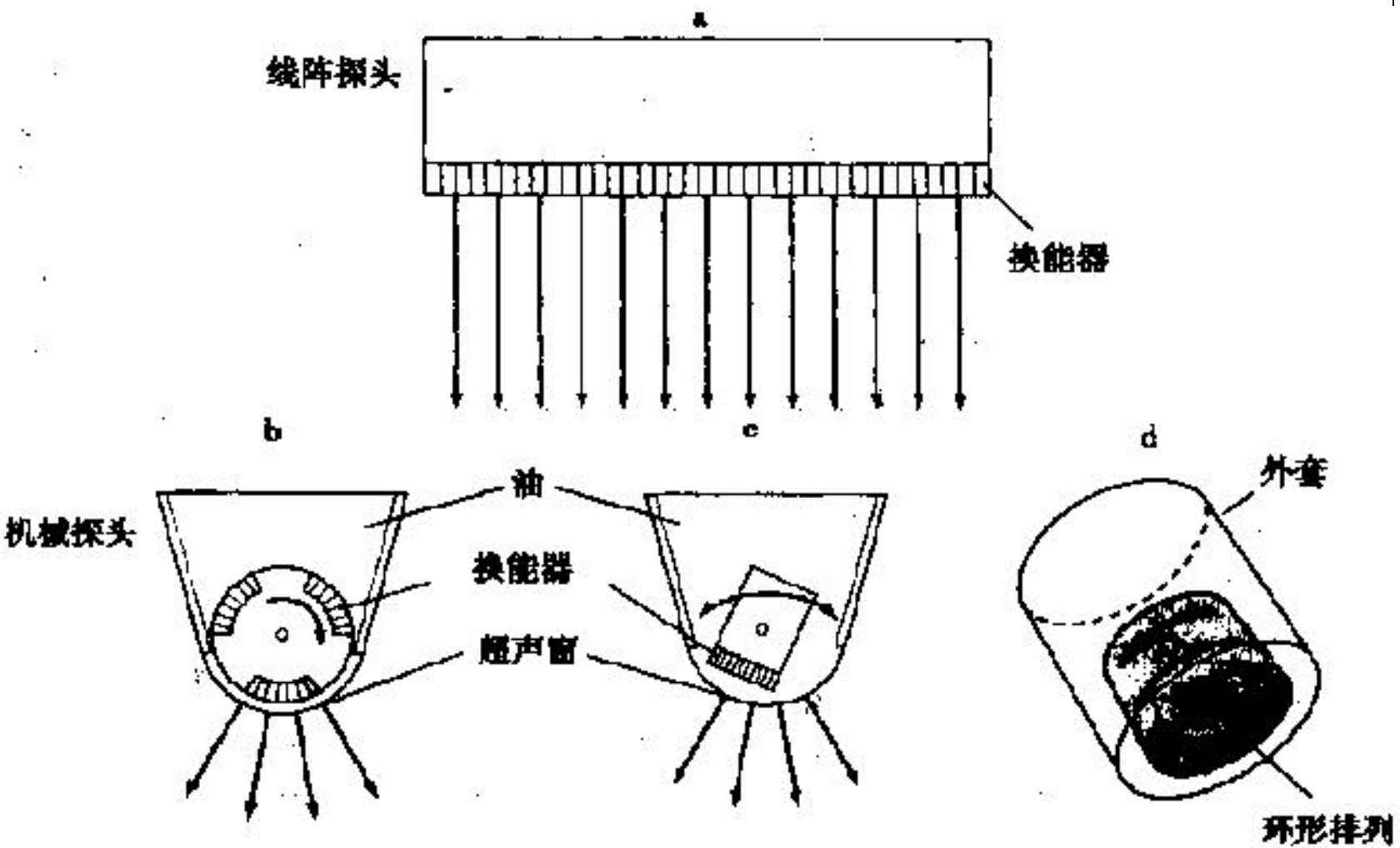


图 15 - 32

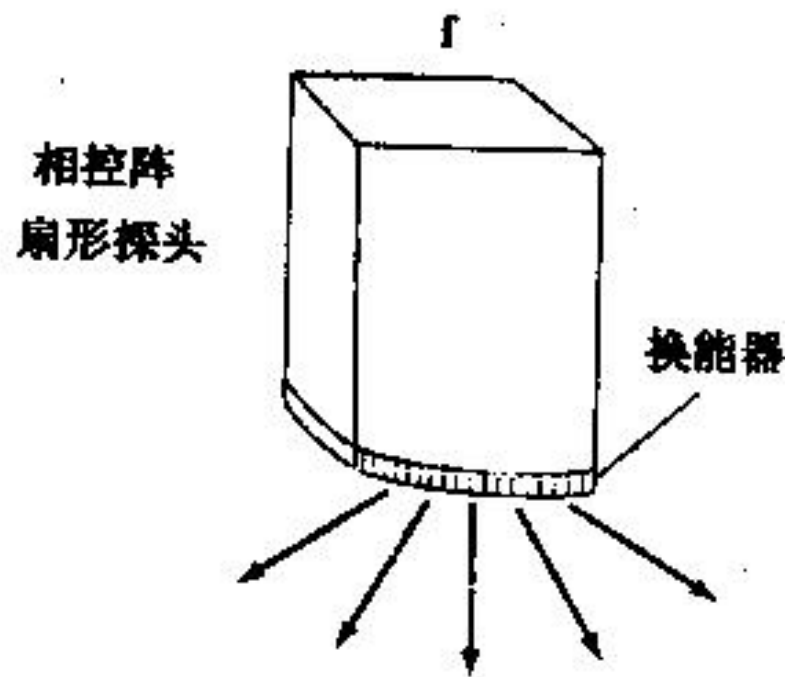
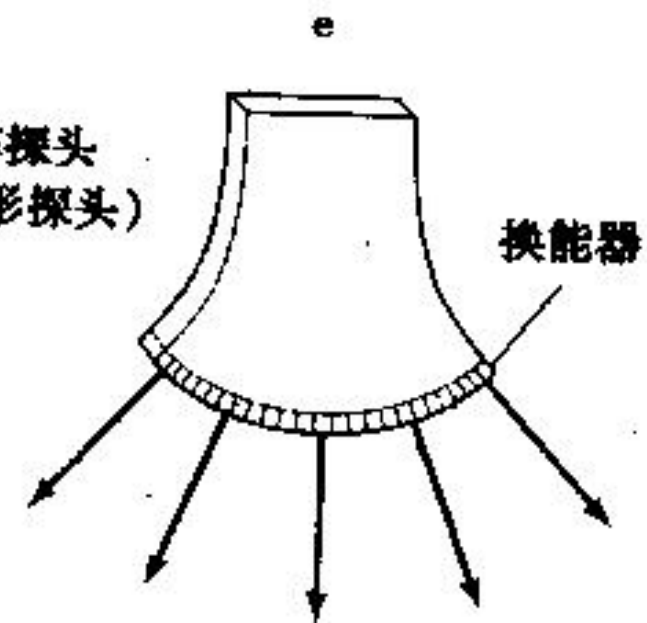


图 15 - 46

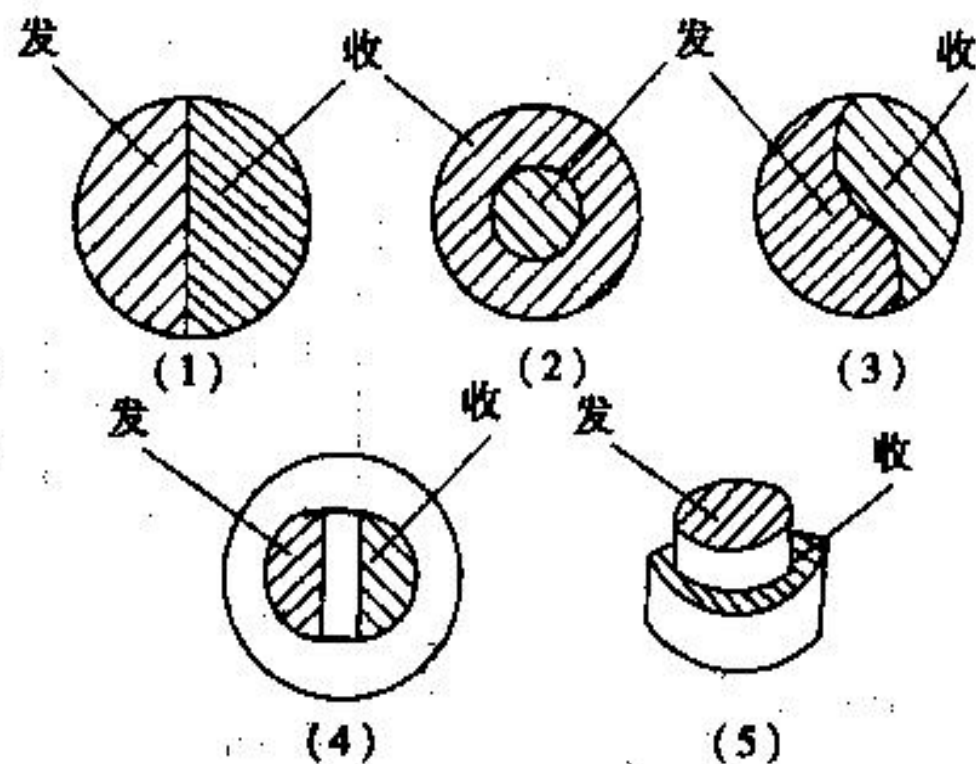


图 15-31 晶片形状

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

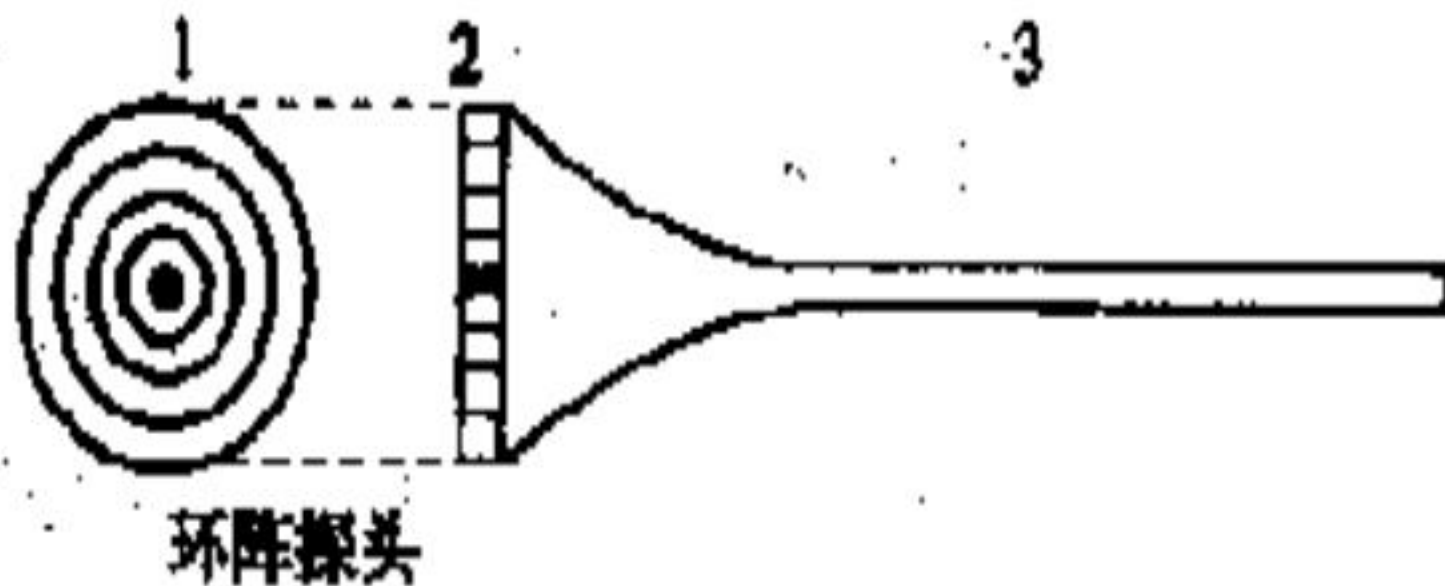


图 15-34 环阵探头

环阵探头，1. 晶片平面；2. 晶片截面；3. 聚焦声束



第三节 显 像 管 (CRT)

● 一、黑白显像管

结构：电子枪、荧光屏、偏转线圈、高真空玻璃容器。

作用： 将视频图象信号还原成可见光图象。

工作原理：

电子枪的作用：产生一束聚焦性能良好，能量较高的阴极射线。阴极（灯丝），控制级、第一加速级，第二加速级，第三加速级，聚焦级。

荧光屏：(荧光粉颗粒)高速电子打在荧光粉，发光，发光强度与阴极射线的强度成正比；**改变控制级（Z轴）的电压**调制阴极射线强度达到调制荧光屏亮度等级；把发光持续时间叫**余辉时间**，不同材料的荧光粉余辉时间不同。**高速电子**打在不同荧光材料发出不同颜色的光。



偏转系统:

- 显像管的偏转有静电偏转与磁偏转两种，前者构成示波管，后者叫显象管
- 静电偏转系统:水平偏转电极、垂直偏转电极。
- 磁偏转系统: 水平线圈（**X**轴）、垂直线圈（**Y**轴）。
- 作用：控制高速电子打亮荧光屏上亮点位置。可通过控制线圈的电流(线性电流) 实现扫描。
- 扫描：高速电子是按顺序打亮荧光屏的，从左到右从上之下。

工作原理

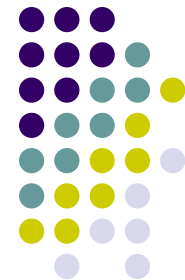


- 景物亮度信号加在CRT的Z轴上，调制飞往荧光屏的阴极射线强度，调制荧光屏上的亮度等级使得荧光屏上的亮度等级与景物的亮度等级一一 对应。
- 把提取到景物上的位置信号加在CRT的偏转系统上，调制流过偏转线圈的电流，使得荧光屏上的亮点位置和景物的亮点位置一一对应。
- 合理选择荧光屏的余辉时间。
- 人体器官组织的解剖图像展示在荧光屏上。



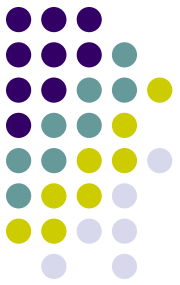
显示器的参数书（178页）

- 像素，灰阶，扫描线性是显示器 质量参数。
- 亮度
- 对比度与灰阶
- 分辨率
- 几何尺寸：对角线



彩色显像原理与彩色显象管

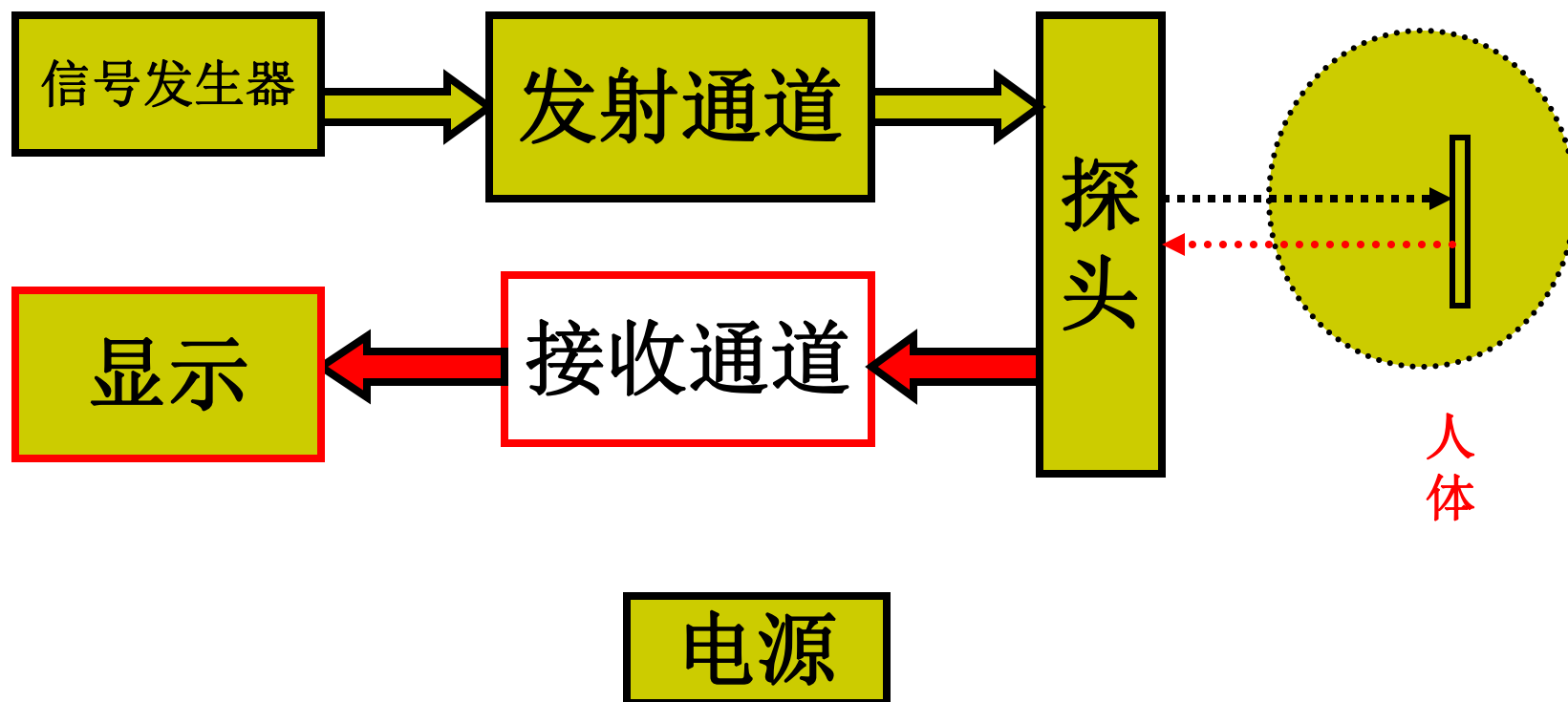
- 彩色显像管：
- 三基色原理：

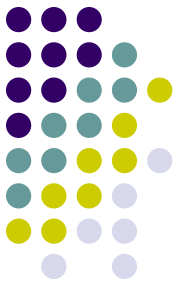


液晶显示器（书177页）

- 液晶：固体与液体之间一种材料，不同电压下受光照射时折射率发生改变实现成像，重量轻、省电，地址精度较高。

超声设备物理结构模型

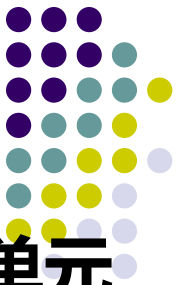




第四节A型超声诊断仪

- 一、A超是回波幅度显示设备
- 荧光屏上物理含义
- Y轴：表示回波强弱
- X轴：表示超声波在介质中传播的距离或时间
- 二、临床运用；测量器官组织的距离或线度

三、A型超声仪器的基本结构



- **主控电路：多谐振荡器，产生同步触发脉冲，对各单元控制，发射，接收等，脉冲重复频率（PRF）**
- **延时电路：**
- **发射电路：利用电子开关，对高压电容充放电，**
- **接收电路：射频放大、检波、视频放大，**
- **标距电路： $13\mu\text{s}/\text{cm}$**
- **时基电路：产生锯齿波、放大加在CRT的X轴上**
- **增辉电路：示波器的控制极**
- **电源：整机的能量供应者。**
- **探头：**
- **显示器：**

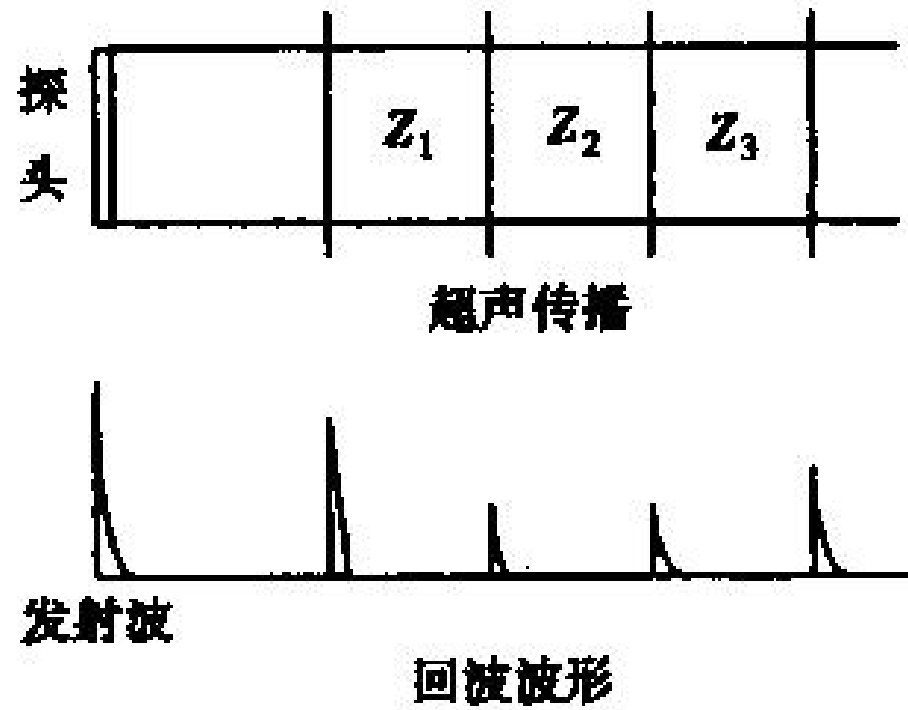
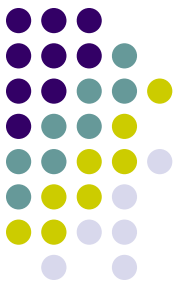


图 15-16 A 型超声的工作示意图

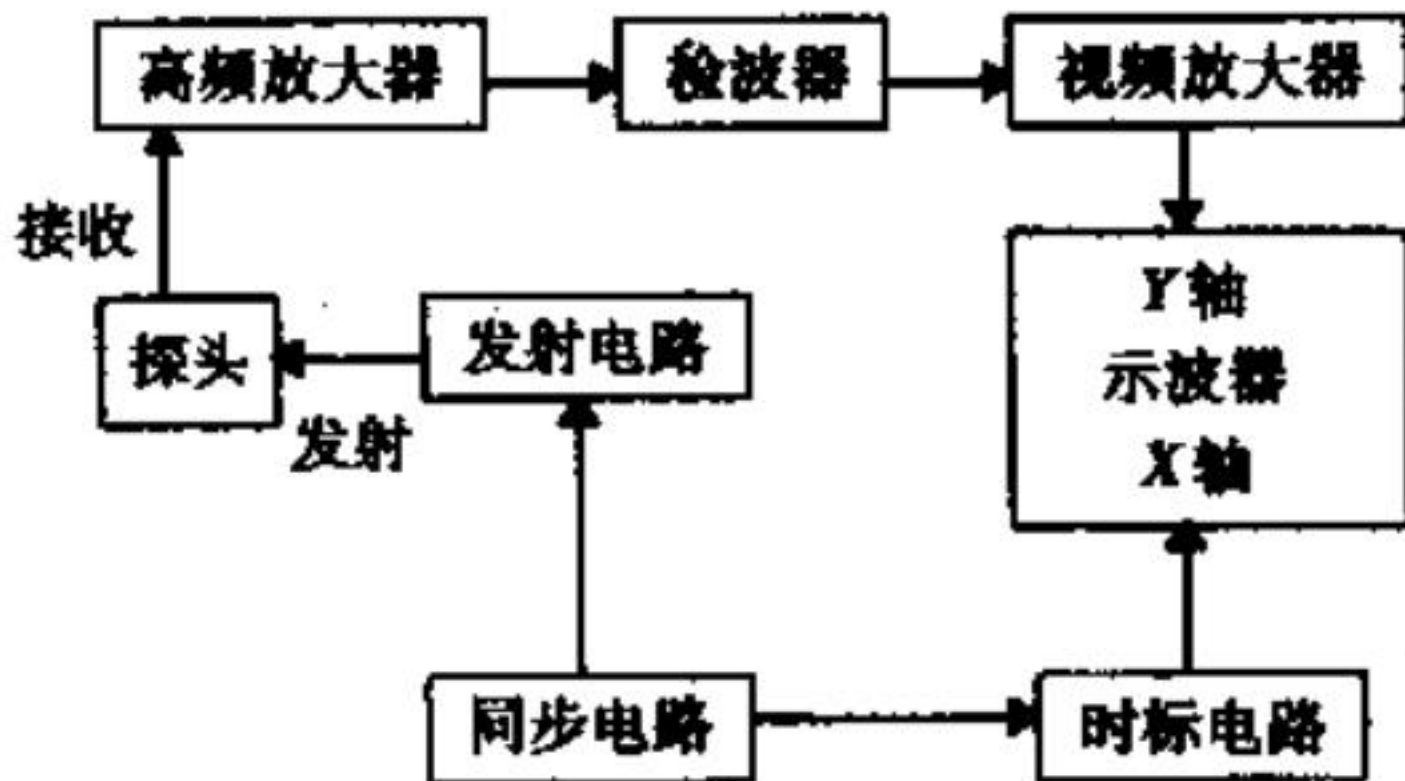
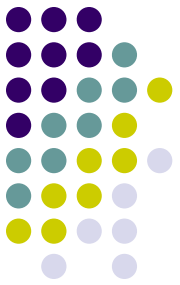
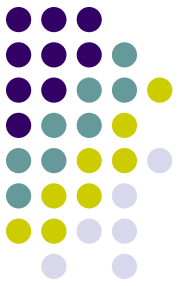


图 15-15 A 型超声诊断技术的原理



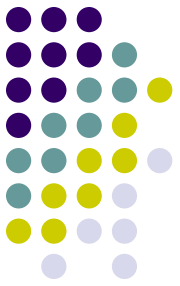
第五节 M型超声诊断仪

- **M超又叫超声心动图仪，是亮度调制型设备。**
- **一、荧光屏的物理含义：**
- **X轴：表示时间（回波展开时间）**
- **Y轴：y轴距离表示界面位置**
- **Z轴：亮点的亮度等级表示回波强弱**
- **二、超声心动曲线：**
- **一个声学界面（器官组织），在不同时间（每隔0.5秒）不同的位置反射回波强弱用一条曲线表示，该曲线称为超声心动曲线。**



三、M型超声诊断仪的基本结构

- 主控电路：
- 接收电路：
- 发射电路：
- TGC：
- 深度扫描电路：
- 点阵时表电路：
- 时间扫描电路：
- 探头：
- 显示器：
- 电源：



多参数M型超声心动图仪 （书187页）

- 得到人体心脏的
 - 1、超声心动曲线
 - 2、心电图
 - 3、心音图
 - 4、心尖搏动图等
- 联合同步显示
- 采用长余辉磁偏转显像管

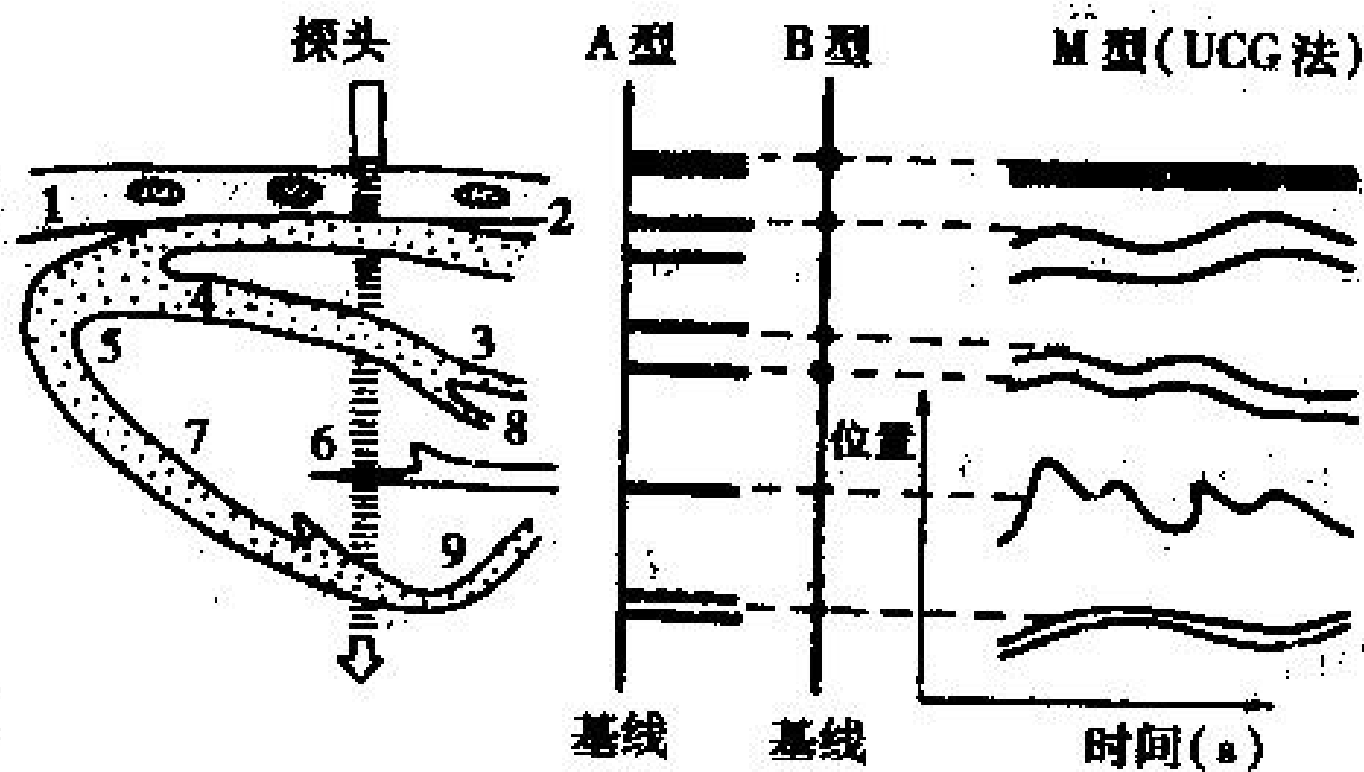


图 15-20 M 型曲线

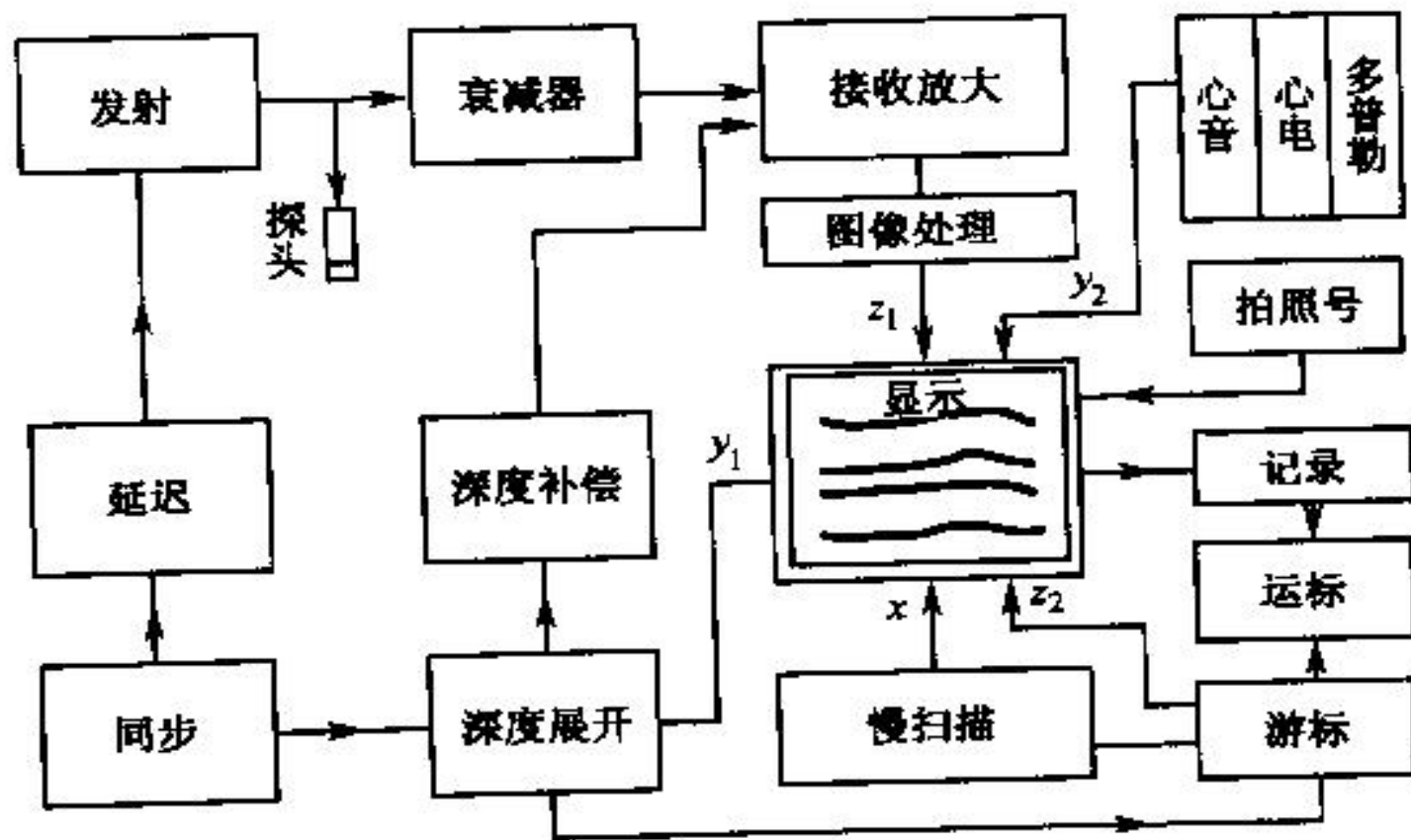
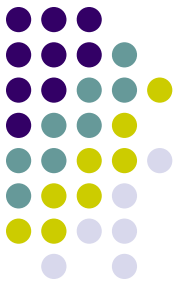


图 12-22 超声心动图仪原理方框图

第六节 B型超声成像设备

(B supersonic instrument)



- **一、概述**：B超是一种成像设备，将人体器官组织的某个层面上的声阻抗（密度）变化，用一幅图像表示（亮度表示、灰阶表示），供医生评判分析。**B超**显示器官组织的切面图像，**C超**显示垂直声束方向的图像，**F超**可显示曲面（斜面）图像。

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



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DSC的B型超声成像设备



人体器官组织的超声图谱



M模肋间短轴切面



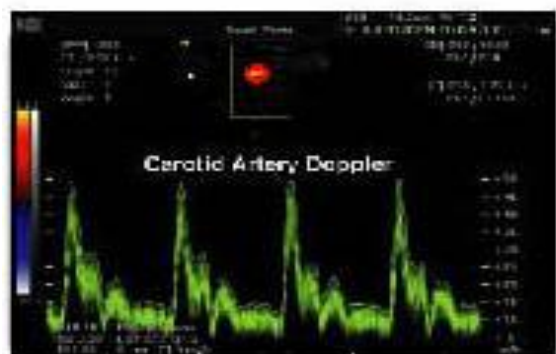
四腔心



彩色多普勒模式肾脏



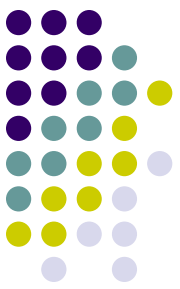
血管瘤



颈动脉多普勒实时自动计算



肌腱

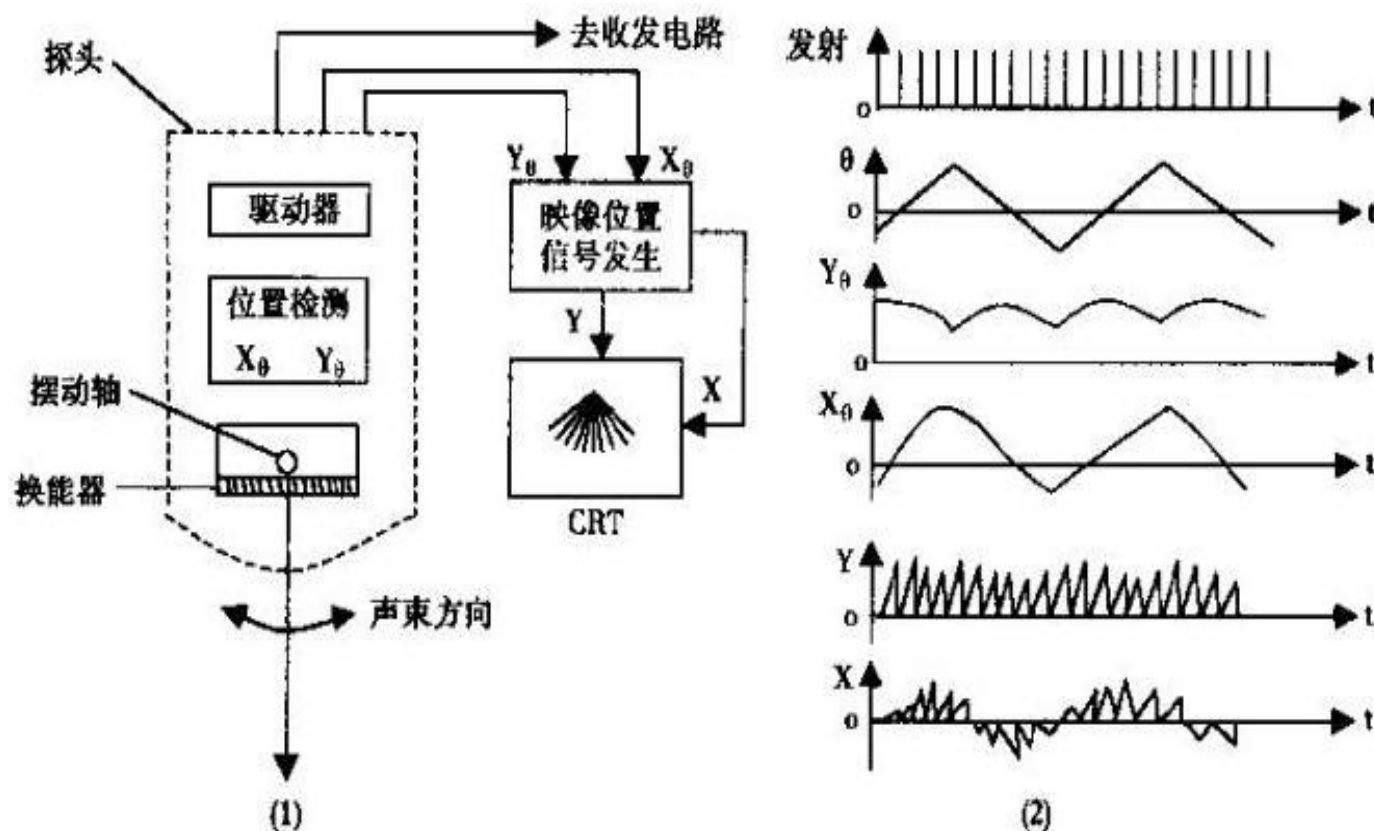


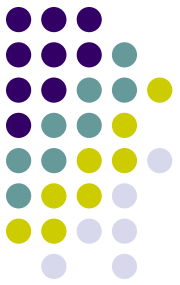
二、B型超声成像原理

- 人体声学介面（声阻抗不同）
- 探测回波强弱获得介面上各点密度变化
- 回波时间获得该点一个位置信息。
- 探测超声束的方向获得该点另一个位置信息。
- 回波信号放大加在CRT的Z轴使CRT上的亮度等级与人体层面上密度变化一一对应。
- 探测的位置信号加在CRT的XY偏转系统上，使得CRT上亮点位置与人体界面上的密度一一对应。



B超仪器成像设备结构框图





三、机械扇形扫描与机械径向扫描

- 机械扇形扫描 (mechanical sector scan)
 - 1、驱动装置：驱动压电晶片摆动发射或接收超声波
 - 步进电机
 - 有刷直流电机
 - 无刷直流电机
 - 2、探头的工作原理极结构
 - 晶片往返摆动**：摆动频率由图像帧频决定，受探测深度和声束扫描线多少确定
 - 晶片360°旋转**：转一周获得三幅图像
 - 3、特点与临床运用：远场扫查视野大、近场视野小，探头与体表接触面积小，具有很小透射窗口，避开肋骨和肺对超声的障碍，适合心脏切面显像

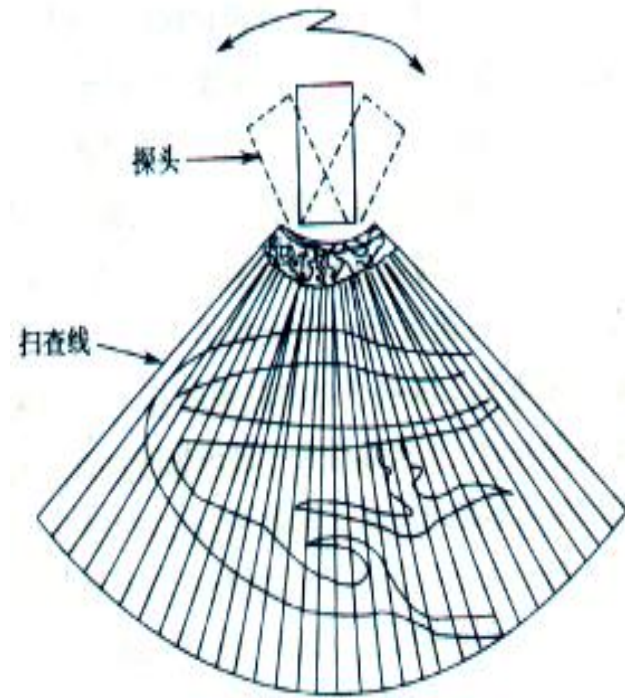


图 7-14 B 型机械扇形断层扫描与成像

机械扫描一步进电机



- 步进电机受脉冲电流控制，步进电机的转速与脉冲信号的频率成正比，控制步进脉冲信号的频率，可以对电机精确调速；控制步进脉冲的个数，可以对电机精确定位、转子的转动方向，取决于定子绕组的通电顺序。若维持控制绕组的电流不变、步进电机就可停在某可位置。
- 步进电机的运行要有一电子装置进行驱动，这种装置就是步进电机驱动器，它是把控制系统发出的脉冲信号，加以放大以驱动步进电机。
典型的步进电机驱动控制系统主要由三部分组成：
 1. 步进控制器，由单片机实现。
 2. 驱动器，把单片机输出的脉冲加以放大，以驱动步进电机。
 3. 步进电机。



压电晶片摆动与转动示意图

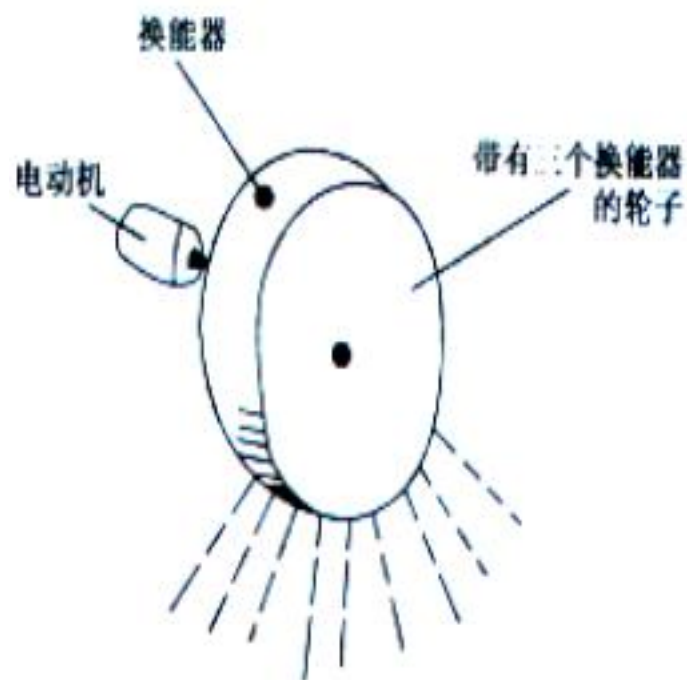
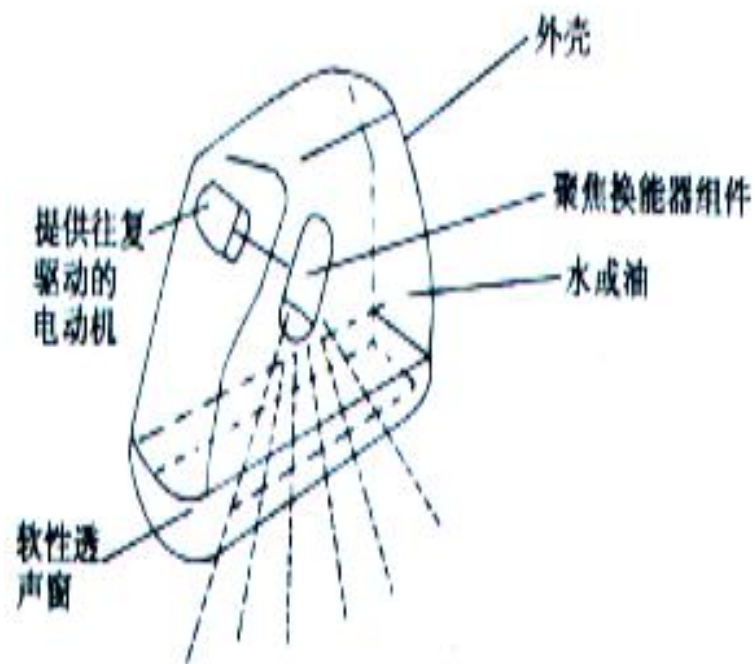
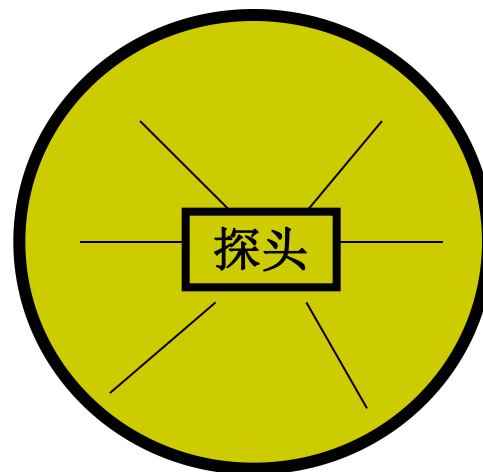


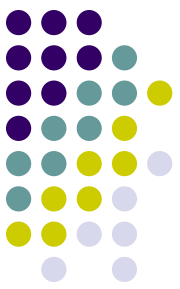
图 7-15 电机直接提供往复扫描的扇扫探头



机械径向扫描

- **机械径向扫描换能器探头作360°运动，旋转过程中换能器始终工作。用于经腔内部，探头可以在声束方向移动，靠近探测目标。**





三、电子扫描——延迟发射——

- **线阵探头** (linear array porbe) :
压电晶片排成一条直线 (分布一个平面、曲面) , 1024个压电晶片, 每一个都有一套独立收发电路, 在电子开关控制下, 阵元按一定时序和编组受到激励脉冲激励发射超声波, 并按照一定时序和编组控制多元探头接收回波。
- **线阵扫描** : 通过改变各晶片延迟激励脉冲时间, 完成超声束的扫描。

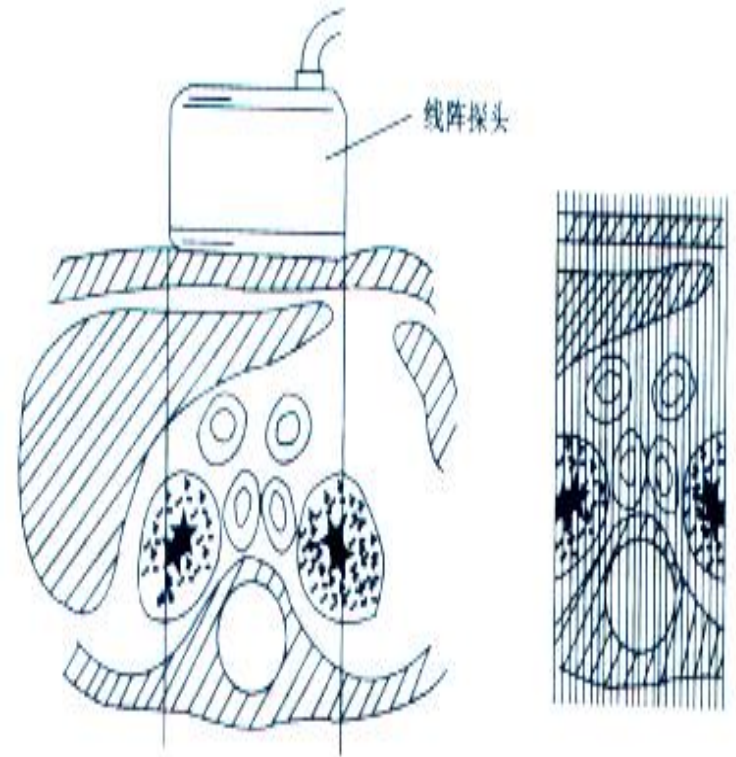
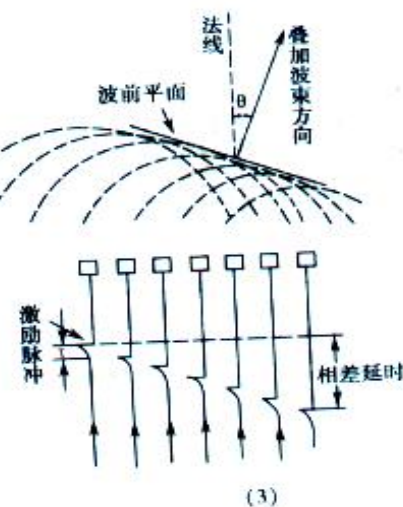
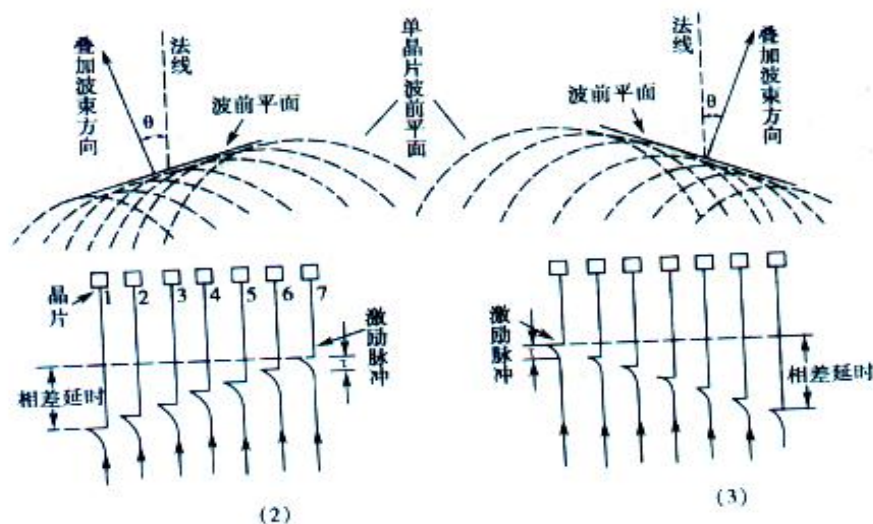
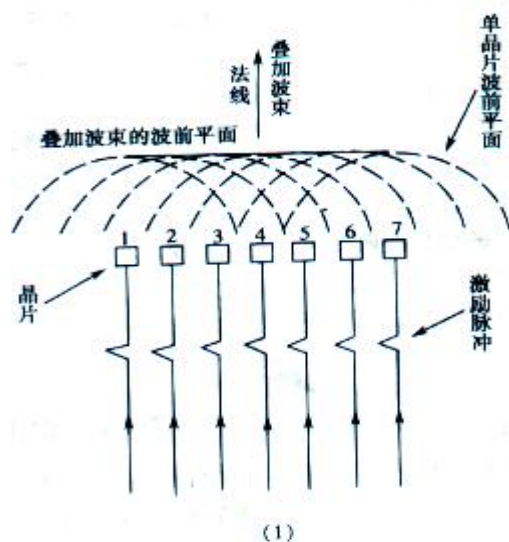


图 7-18 腹部线阵扫描断层图像

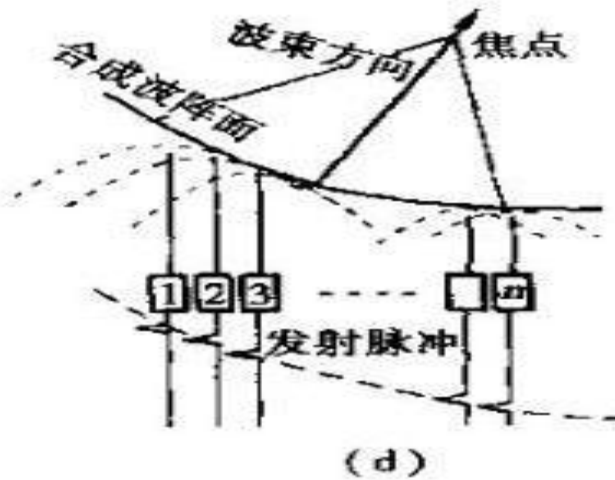
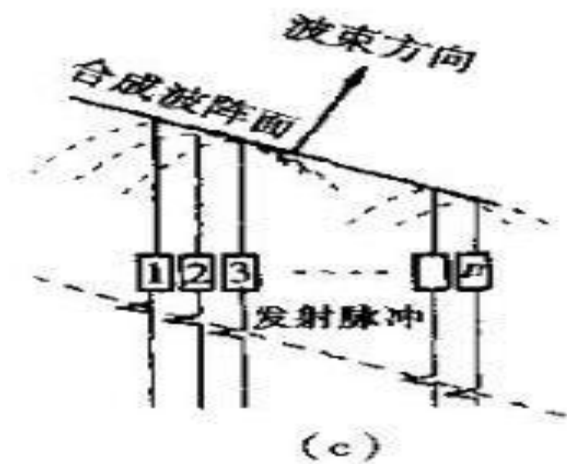
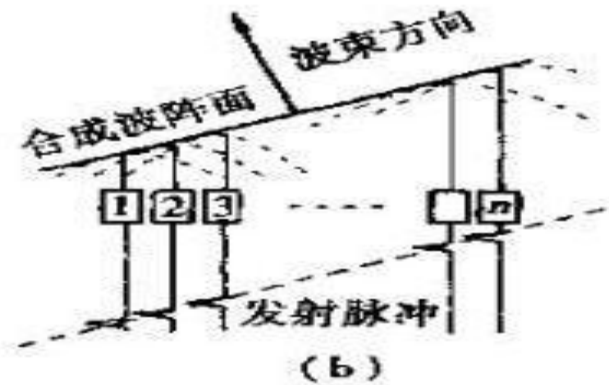
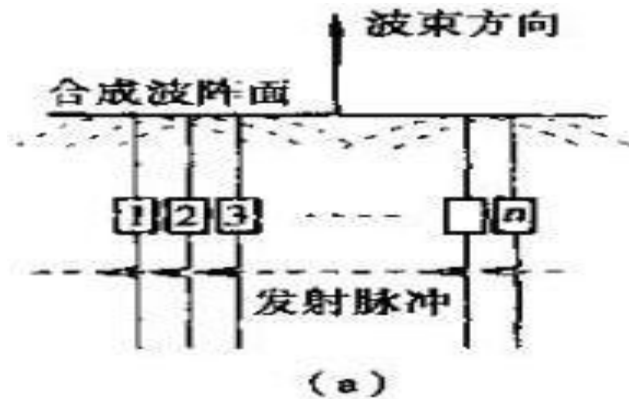
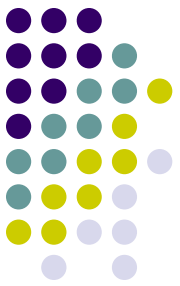
相控阵发射原理图



- 各晶片按不同时间激励，形成合成波束方向。依靠晶片激励延迟时间改变合成波束方向，实现扫描。



电子扫描原理图



相控阵接收原理图



- 回波信号到达各阵元的时间存在差异，与目标位置有关，如果能准确地按回波到达各阵元的时差对接收信号进行时间和相位补偿，然后叠加求和，就能将特定方向的回波叠加增强，而其它方向来的超声波信号较弱甚至抵消，接收延迟叠加产生接收合成波束，使阵列接收信号具有方向性。

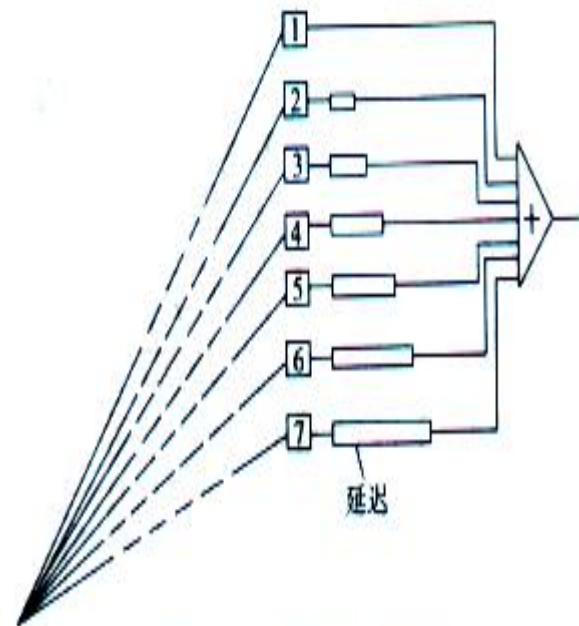


图 7-28 相控接收原理图



扫描波束的时序控制

- 每次发射或接收，将若干阵元编为一组，实现组合发射
- 提高扫描线
- 常规扫描
- 隔行扫描



电子扇扫的探头



- 包括凸阵扇扫与相控阵扇扫
- (一) 凸阵探头 (convex array probe) 探头排列成曲线, 曲率半径R分为大、中、小三种, 妇科病人和肥胖病人用大尺寸, 如 $R = 60\text{mm}$, 常规检查 $R = 40\text{mm}$, 心血管疾病用 $R = 20\text{mm}$.
- $R = 60\text{mm}$ 的凸阵探头其视野比线阵探头和机械探头大, 面积是线阵的探头的1.6倍, 是 90° 机械探头的1.27倍。
- 凸阵探头可满足不同脏器对超声波的频率要求, 腹部用 3.5MHz , 乳腺甲状腺用 5MHz , 眼科用 15MHz 。
- 凸阵探头的电子聚焦需要延迟线。
- 优点: 相同的体表接触面, 1、在深部视野较宽; 2、能避开骨头引起的死角, 3凸阵探头前部为圆弧形, 可自由选择方向压迫, 能方便排除死角。



凸阵探头



线阵探头



相控阵探头



凸阵探头结构示意图

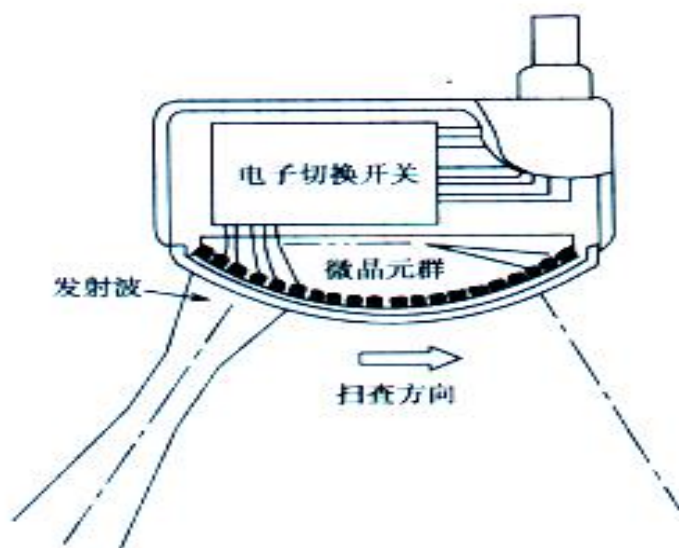


图 7-22 凸阵探头的结构

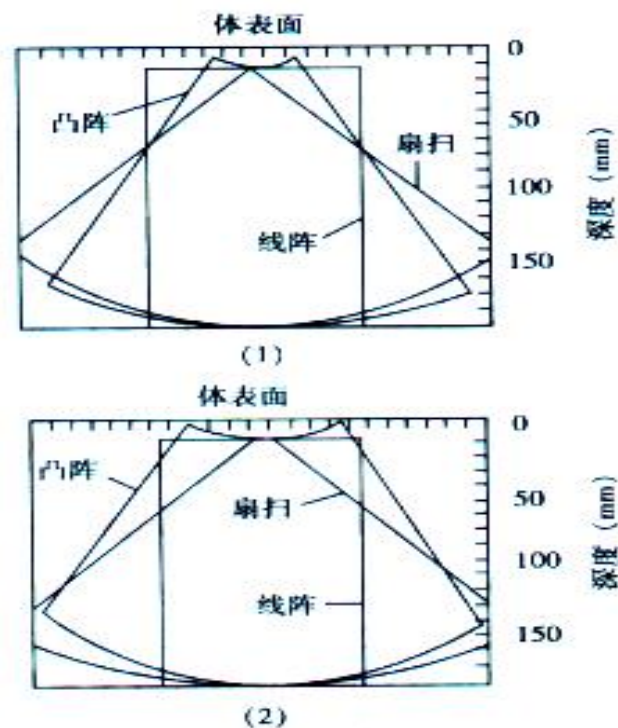
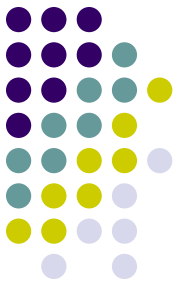


图 7-23 3 种探头视野的比较

(1) R40mm 凸阵 (2) R76mm 凸阵



四、数字扫描变化技术 (digital scan conversion, DSC)

- 目前先进的B超采用数字扫描 - - 数字变换 - 将极坐标变换到直角坐标。
- 闪烁感
- 在超声扫查与显示器之间加一图像存储器，直接对图像存储器作读出与写入操作。按照电视格式，解决闪烁感。

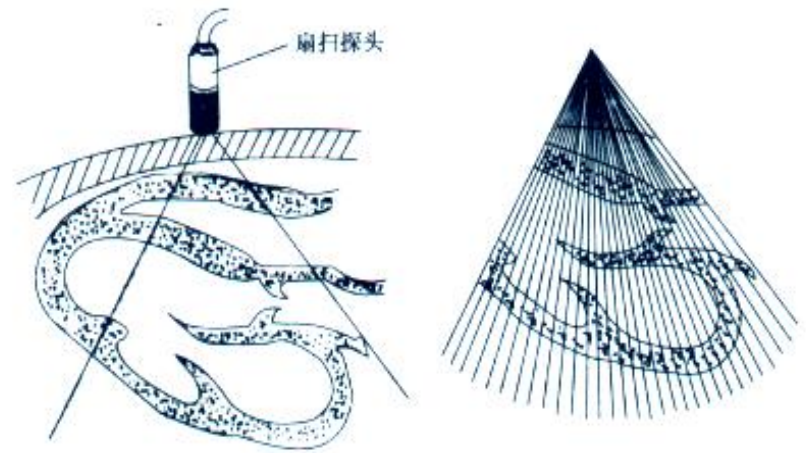


图 7-17 心脏机械扇形超声断层扫描与成像

五、电子聚焦

- 聚焦的物理本质：指发射超声波到达指定区域（医生感兴趣的区域），改变超声波的传播方向。
- 几何聚焦和电子聚焦
- 相邻阵元间距为 d ，孔径为 D ，焦点为 P ，焦距为 F ，超声波在介质中传播速度为 C 。
- 采用延迟顺序激励阵元 - 电子聚焦。

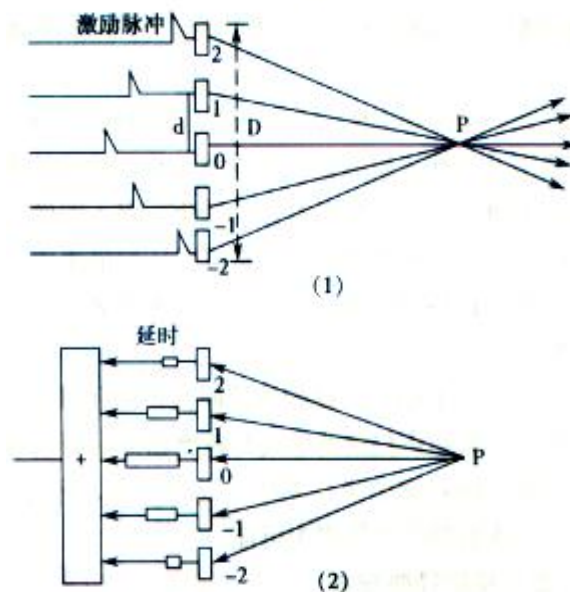


图 7-19 线阵换能器电子聚焦原理

(1) 发射聚焦 (2) 接收聚焦



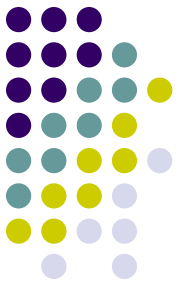
电子聚焦各阵元延长时间计算公式

$$t = \frac{F}{C} \left(1 - \left[1 + \left(\frac{nd}{F} \right)^2 \right]^{1/2} \right) + t$$

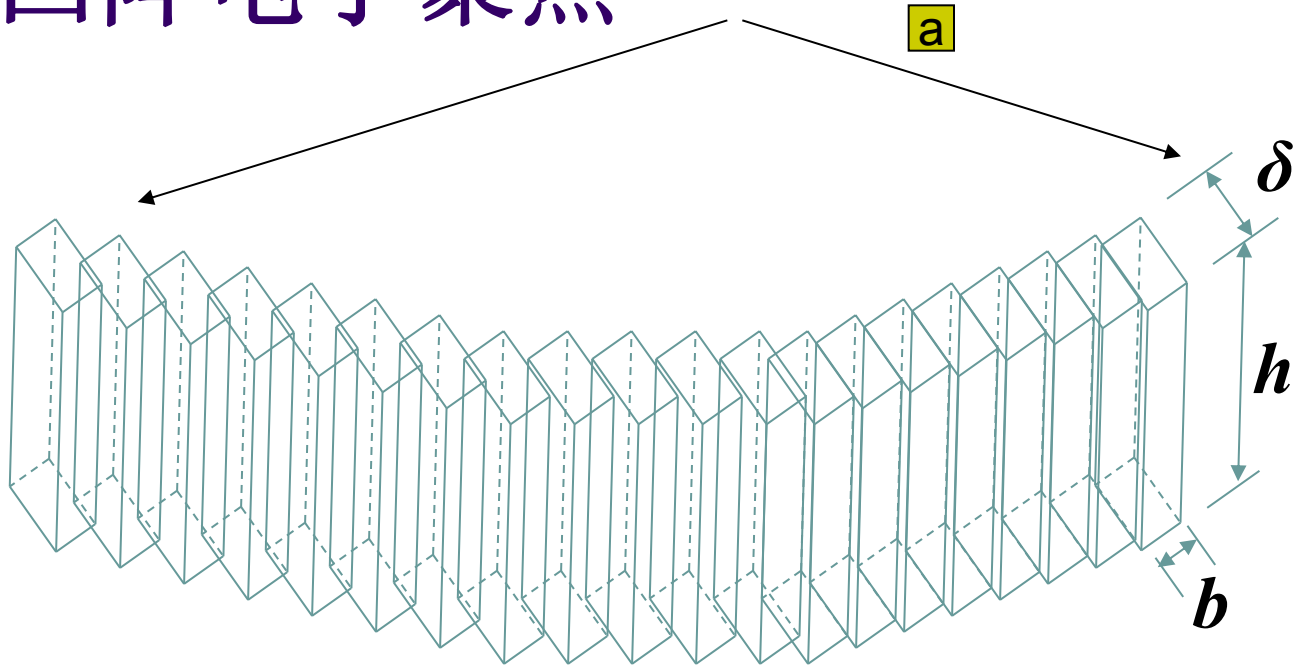
- 实时分段动态聚焦



图 7-20 实时分段动态聚焦



2、凸阵电子聚焦



凸阵探头的聚焦方法与线阵探头聚焦方法一样，都是采用多阵元组合发射、电子聚焦。



线阵与凸阵探头延迟线比较

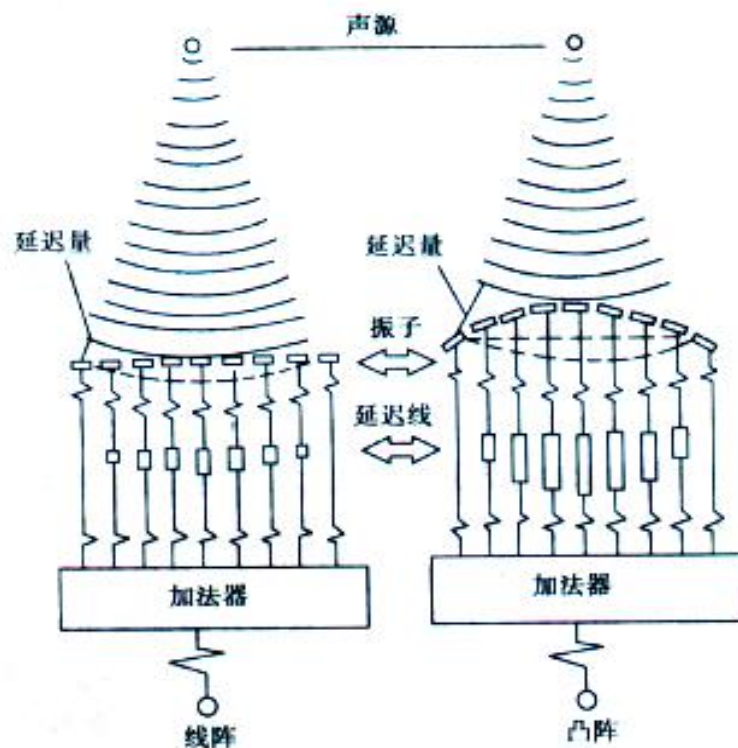
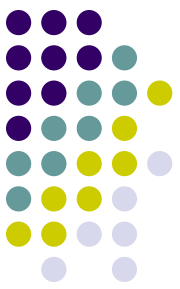


图 7-24 线阵与凸阵阵元延迟量的比较



六、B型超声成像系统

- 线阵探头，发射与接收系统，控制系统，**DSC**，和显示器
- 发射与接收的主要功能：1、电子聚焦数据的形成；2、超声波的发射与接收；3、**TGC**；4、接收信号放大与检波
- 中央控制单元：1、**A/D**和**D/A**转换；2、数据的存储和读取；3、数字扫描变换；4、焦点控制与切换；5、主控信号；6、数据的实时相关处理；7、字符显示及测量功能

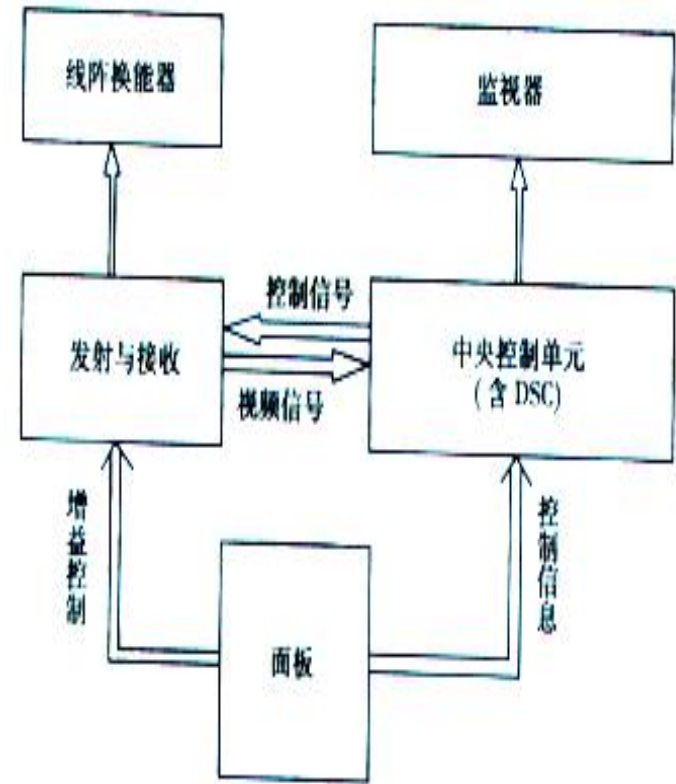
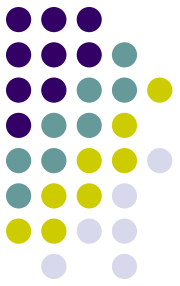


图 7-21 线阵超声诊断仪结构框图



(二) 相控制扇扫

- **相控阵探头 (phased array probe):**由多个阵元直线排列，体积较小，声束很容易通过胸部肋间小窗口，没有开关控制，不分组，不分时，所有阵元对每时刻的波束都有贡献。





相控阵B超成像系统的基本组成

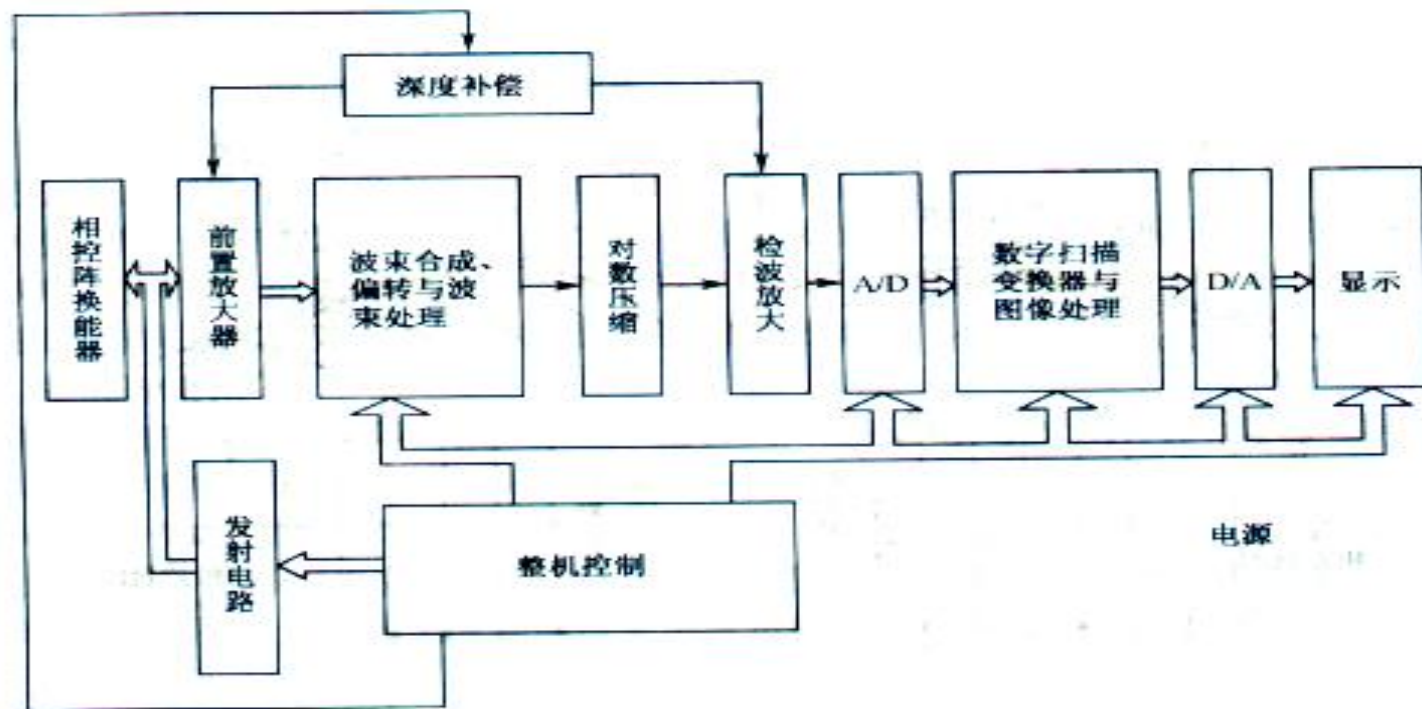
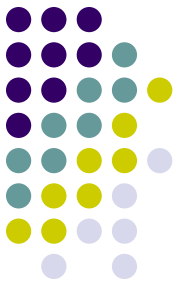


图 7-29 相控阵 B 型原理框图



- 发射通道：为压电晶片提供正弦交变电压
- 接收通道：将来自人体的超声波转变成电信号
- 数字扫描：
- 图像处理
 - 灰阶处理
 - 空间频率处理
 - 测量

七、实时显像 (real time display)



- 如何显视运动组织的超声图像
- 扫描线数 n ，探测深度 S ，图像帧频 N ，三者乘积为常数。

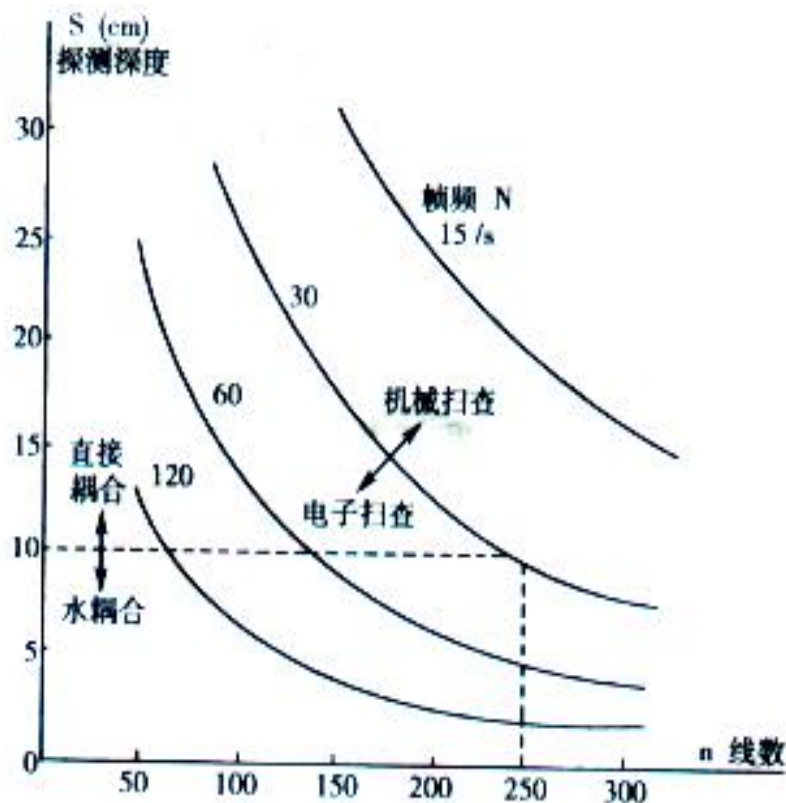


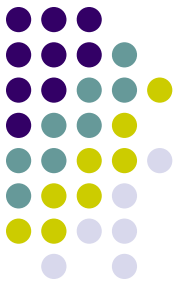
图 7-30 帧频、线数和探查深度三者的关系曲线

八、B超的性能参数（上）



- **工作频率**: 超声波的频率每秒钟晶片振动次数，外加交变电压的频率，晶片的固有频率。
 - **脉冲重复频率 (PRF)**: 每秒钟发射超声波的次数。 **采样频率**
 - **重复周期**： $T = \text{发射时间} + \text{接收时间 (间歇时间)}$ (**178页**)
- PRF的下限 - **最低重复频率**，不小于最高运动频率的二倍。
- PRF的上限：取决于最大探测深度 R_m 与介面多次反射时间
- **最大穿透深度 R_m** ：估算公式200波长。
 - **实时扫描与帧频**。
 - **帧频**：每秒钟成像的帧数。帧频 F ，扫描线数 N ，最大穿透深度 R_m 三者乘积为常数。
 - **分辨率**：横向分辨率和纵向分辨率。从理论上分析能测到物体的**最小直径 = 波长 λ 的一半**。称为最大理论分辨率。实际分辨率要低于理论分辨率的5 - 8倍。

超声成像系统参数（下）

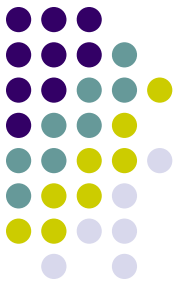


- **动态范围DR：描述信号幅度变化范围,单位db**

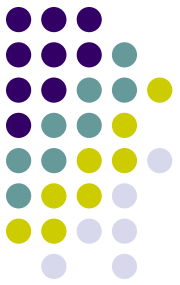
$$DR = 20 \lg \frac{U_{\max}}{U_{\min}}$$

- **接收信号的动态范围，系统动态范围(输入动态范围、输出动态范围)**
- **动态范围压缩比CR**

人体组织对超声衰减一般规律



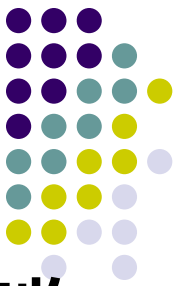
- **骨组织 > 肝组织 > 血液**
- **骨 > 肌腱（软骨） > 肝脏 > 脂肪 > 血液 > 尿液（或胆汁）。含胶原蛋白和钙越多，声衰减越大。**



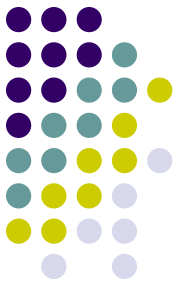
探测不同组织的诊断仪使用的频率

探测对象	频率范围 (MHZ)	对应波长 (mm)
腹部、神经	1-3	1.54-0.51
心血管	2-5	0.77-0.30
眼、浅表	5-20	0.30-0.77

第七节 多谱勒超声成像系统



- **一、多谱勒效应**：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、多谱勒频移(doppler shift)** $f_d = f - f_0$ 。脏器运动速度不同，运动速度也不同、利用选频放大器可提取多普勒频移信号。早期听多普勒频移声音，现在在微机帮助下实时测量。可以判定红血球速度大小与方向。
- **2、超声波与红血球的作用——散射**
波长是红血球直径约60倍。3种情况：障碍物几何尺寸比超声波波长**大许多**，不散射。**小许多**（能量均匀分布在各方向，散射强度与波长四次方成正比，瑞丽散射。**接近时**散射强度十分复杂。**散射强度与障碍物几何尺寸有关。随障碍物有的尺寸与波长的比值的增大而增加。**



3、红血球速度的公式

$$V = \pm \frac{C f_d}{2 f_o \cos \theta}$$

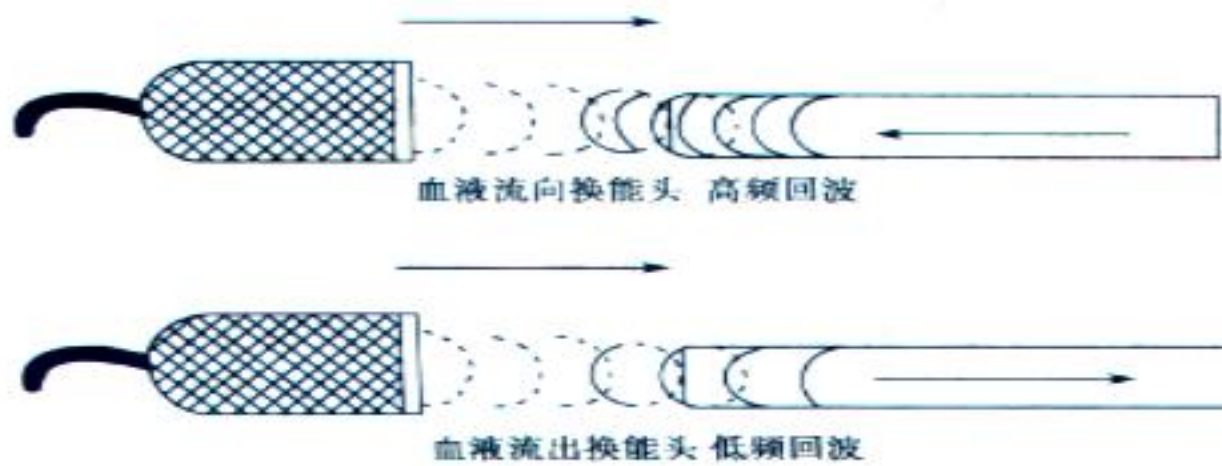
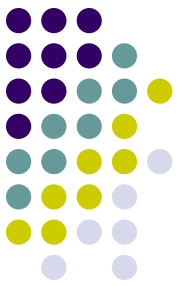


图 7-31 多普勒效应形成示意图

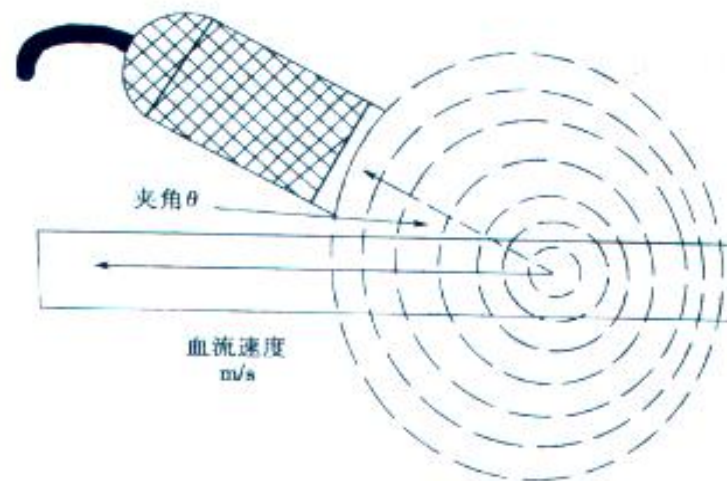
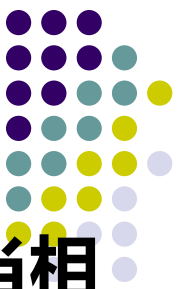
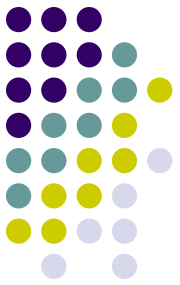


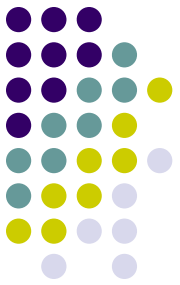
图 7-32 多普勒角和回波的多普勒效应示意图



- (1)、 $\cos\theta$ 是血流与超声束的夹角的余弦，当相对固定时， V 与 f_d 成正比。
- (2)、对一定的 f_d ， f_0 越小，测定的红血球的速度越大。即测量高速红血球的速度宜用较低的超声波的频率。
- (3)、当血流速度保持恒定时， f_d 与 $\cos\theta$ 有关，与超声波的入射角有关。
- $0 < \theta < 90^\circ$ ： $\cos\theta$ 为正值， f_d 为正值，表示红血球向着探头运动。
- $90 < \theta < 180$ ： $\cos\theta$ 为负值， f_d 为负值，表示红血球离开探头运动



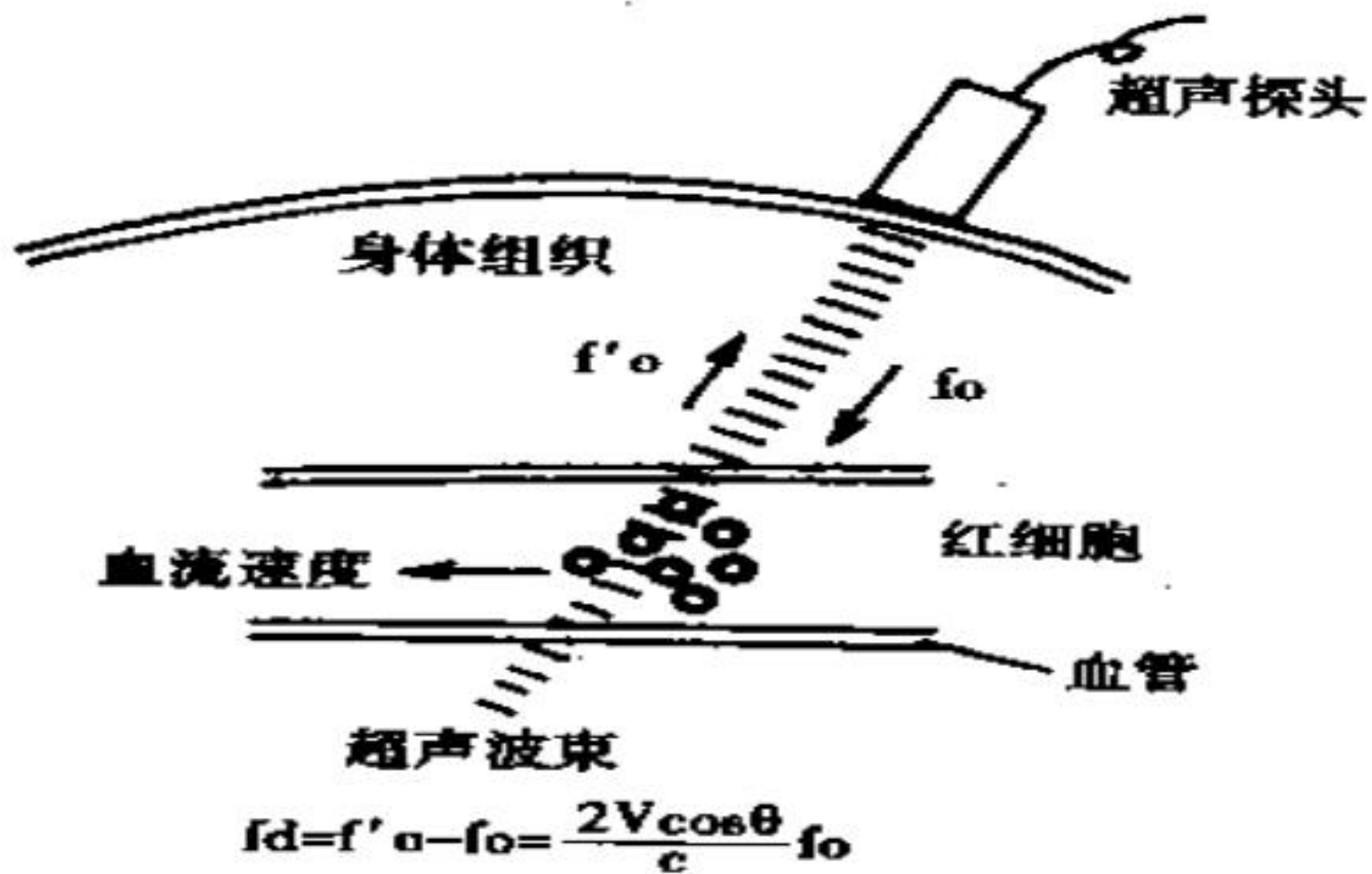
- $\theta = 0$ 度或 $\theta = 180$ 度: $\cos\theta = 1$ 表示, f_d 为最大, 红血球与声束在同一直线上运动。
- $\theta = 90$ 度, $\cos\theta = 0$, 即血流方向与声束垂直。 f_d 为0, 检测不到。



二、多普勒效应在医学中应用

- 探测血流状态。
- 鉴别液性暗区的性质。
- 检测血流速度。
- 估计压差。
- 估计血流量。

对采样容积内的红血球作统计分析，心血管、外科等领域。

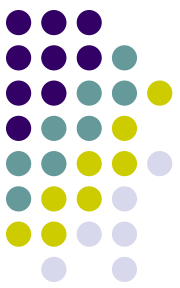


三、D型超声检测设备



(一)、连续波D型超声设备

- 1、测量红血球速度大小方向
- 2、解调：提取多普勒频移信号的过程
- 3、多普勒频谱分析：
- 4、声谱图：三维信息 (X,Y,Z)
- 5、幅频图 - 频率直方图的速度大小与方向
- 6、连续波D型超声设备的基本组成



(二)、脉冲波D型超声设备

- 测量红血球速度大小，方向，位置信息
- 主要考虑的技术指标载波频率 f_0 ，脉冲重复频率PRF、最大探测深度 R_{max} 、可测量的最高流速 V_{max}
- $R_{max} \leq C/2 \cdot 1/PRF$
- $V_{max} \leq C/2 \cdot \Delta f_{max} / f_0 \cos\theta = C/4 \cdot PRF / f_0 \cos\theta$
- $R_{max} V_{max} \leq C^2/8f_0 \cos\theta$

连续波多普勒超声诊断仪结构框图 (Continuous wave dopple)



- 接收通道、发射通道、频谱分析、显示

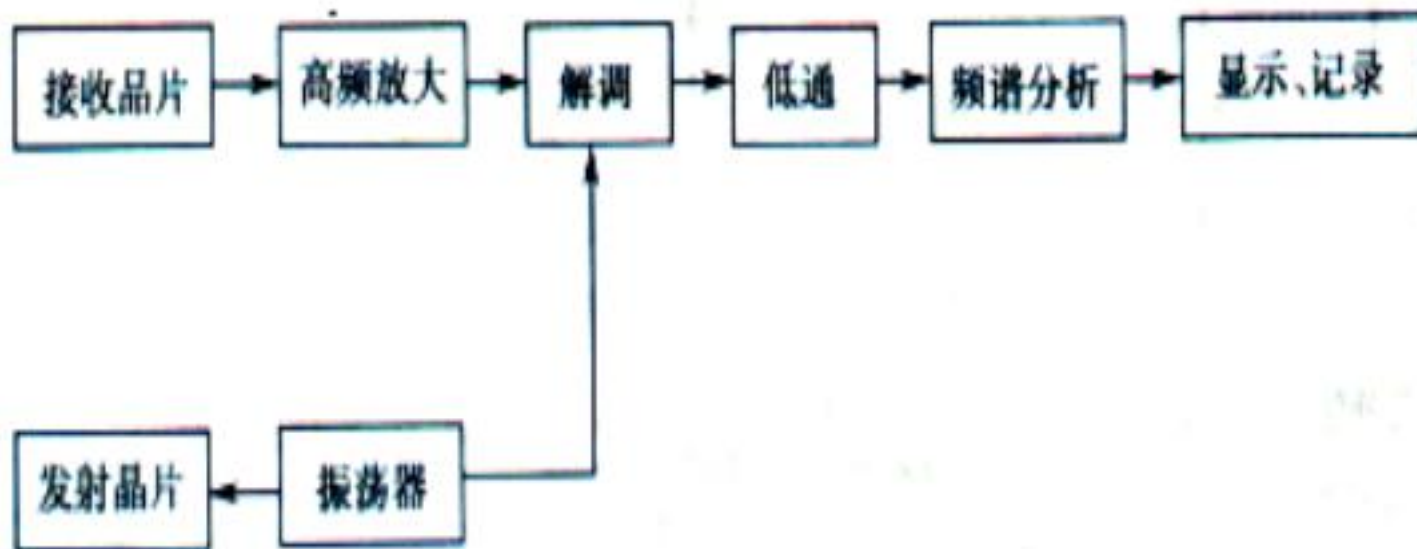


图 7-33 CWD 超声诊断仪原理框图

脉冲波D型超声诊断设备

pulsed wave doppler



- **主控单元、发射单元、探头单元、接收单元，多普勒信号处理单元、灰度调制**

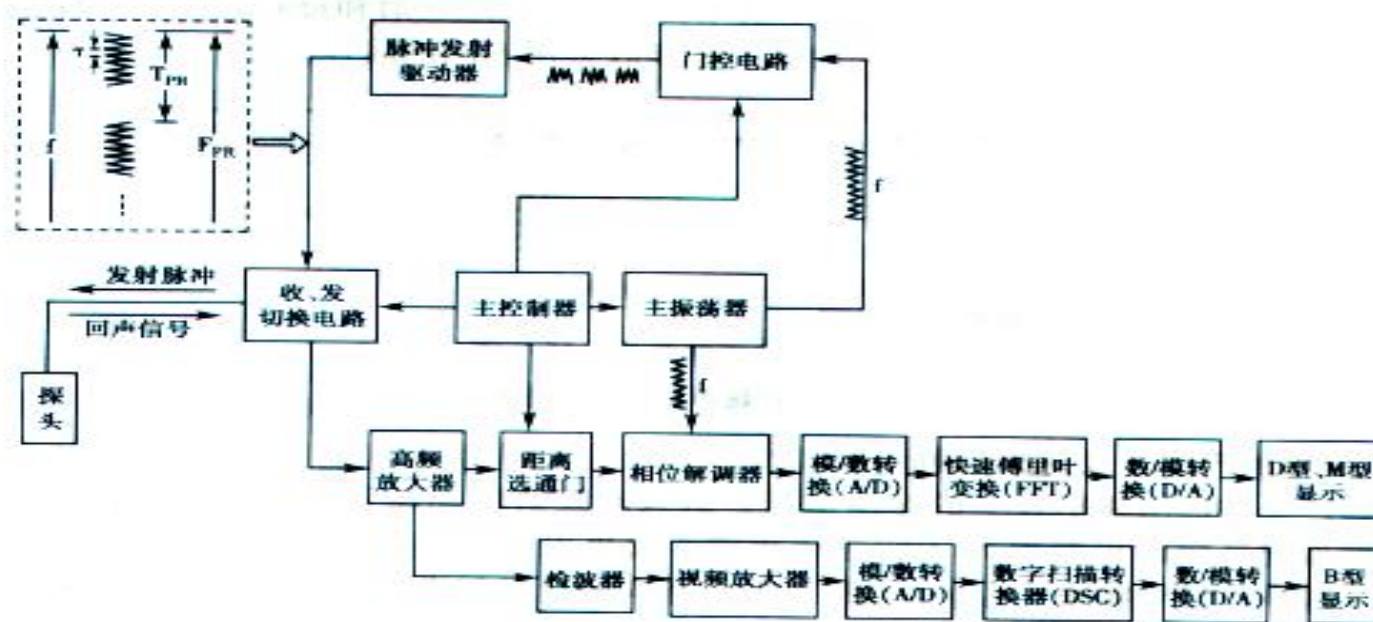
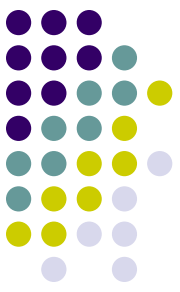


图 7-34 PWD 超声仪结构框图



- **连续波D型超声与脉冲波D型超声的区别**
- **因为动脉和静脉常常重叠在一起，所以，有的显象仪没有监测血流方向的线路以抑制反向的血流信息。连续波多普勒系统缺乏距离分辨率。对深度不同、血管血流方向相同的两条血管就不能分辨，这也许是二维血管观察的缺点。Mosersky等(1971)和Fish(1972)分别提出了脉冲多谱勒系统，它们具有距离定位的能力，从而可以把上述两血管区分开，工作频率都是5MHz**

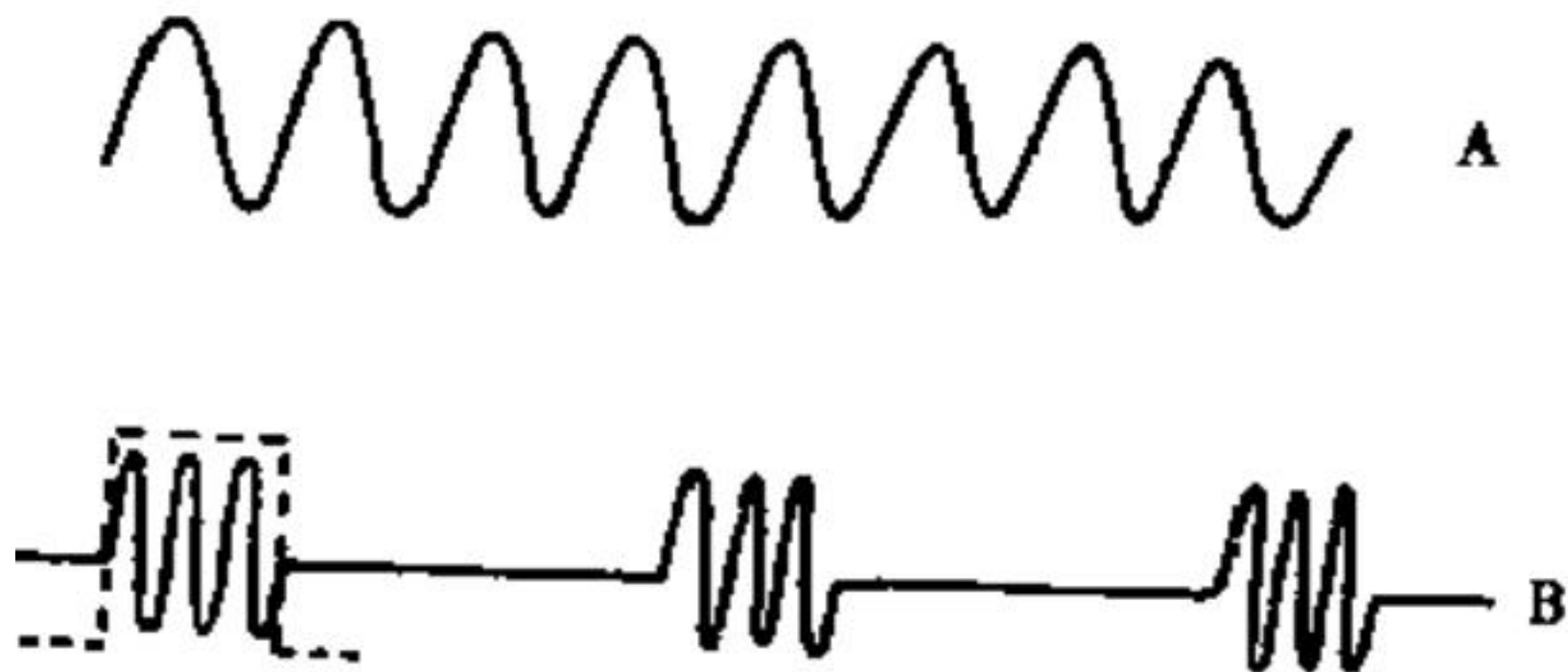


图 15-36 连续波和脉冲波多普勒

A: 连续波; B: 脉冲选通门式

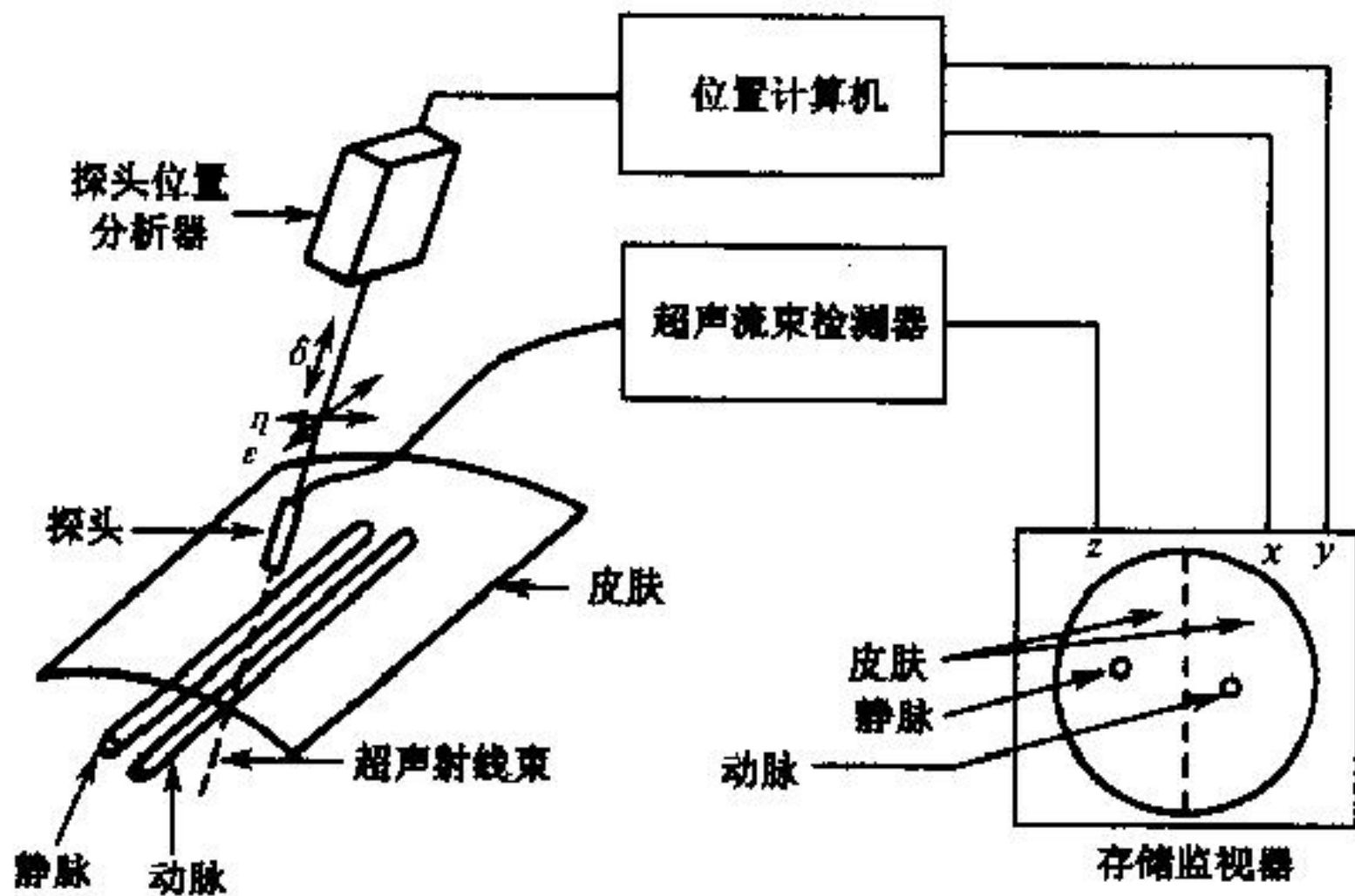


图 12-33 脉冲多通道定向多普勒血管显像仪方框图

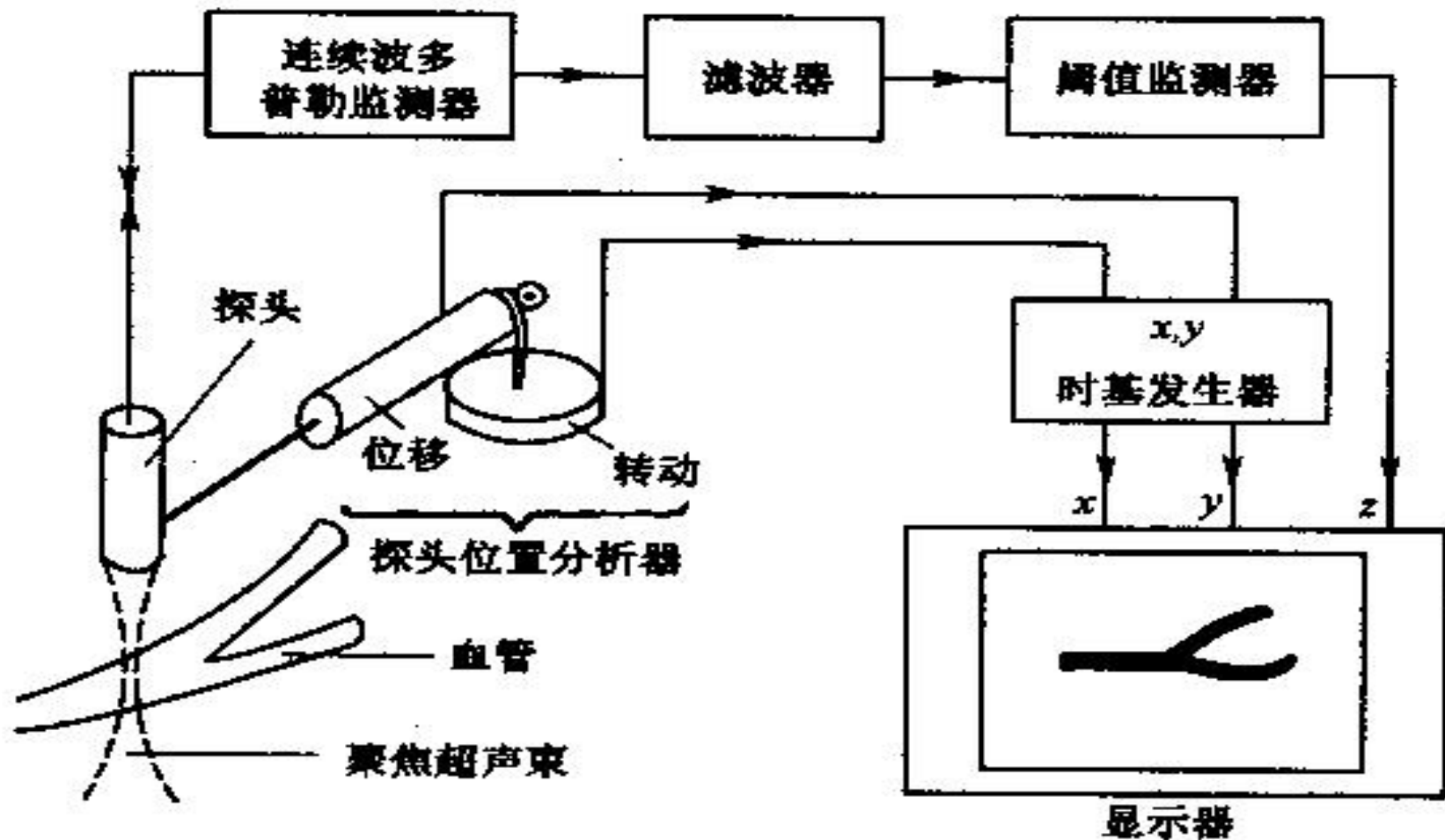


图 12 - 32 超声多普勒显像系统示意图



图 3—10 典型声谱图



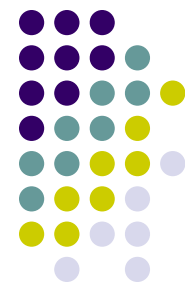
补充 - - 超声信号 - - 信号分析

- 1、时间波形 $S(t)$ ：表示信号在不同时间的取值。回波强弱是时间的函数。
- 2、频谱 $S(\omega)$ 等于 $S(t)$ 的傅立叶变换。

$$s(\omega) = \int S(t) e^{-j2\pi ft} dt$$

- 3、功率谱等于频谱 $S(\omega)$ 振幅的平方。
 - 4、任何形式 $S(t)$ 可以看成是基本三角函数的线性叠加。
- 5、接收信号 = 规则信号 + 非规则信号
= 有用信号（调频、调相、调幅）+ 噪声
- 6、相关函数与自相关函数：相关函数又叫互相关函数衡量在不同时刻两个信号的之间的相关性或相似性。同一信号在不同时刻的关系。信号的自相关函数 $R(t)$ 和功率谱密度函数是一对傅立叶变换对

四、彩超与彩色显示



- 1、伪彩色显示：用不同颜色表示红血球的运动信息（速度大小，方向，分散）
- 2、是多功能成像系统
- 3、B+D+M+计算机

脉冲波超声诊断仪是一维多普勒系统。

彩超具有很好的探测、处理与显示功能。

- 1、显示心脏某断面上异常血流分布
- 2、反映血流途径与方向
- 3、明确血流性质（层流、湍流、涡流）
- 4、测量血流束的面积
- 5、二维切面

彩色多普勒血流成像 (CDMI, color Doppler flow imaging

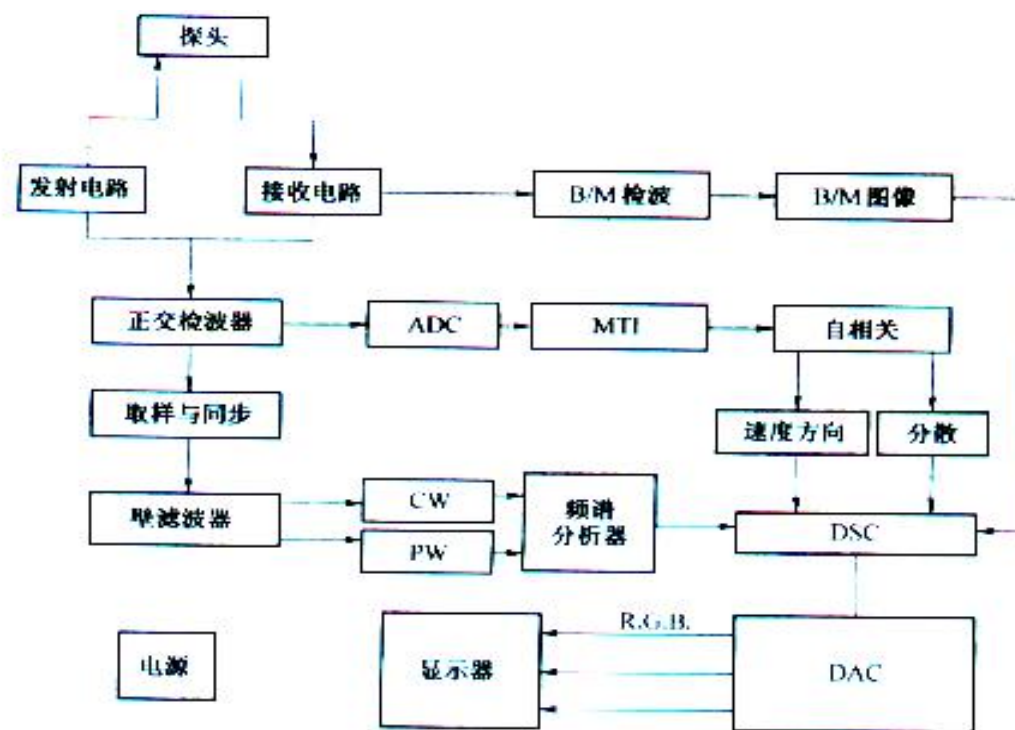
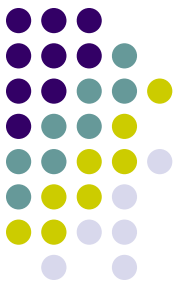


图 7-35 CFM 系统结构框图



四、关于超声图象质量问题

- **朝向探头的血流用红色**
- **远离探头的血流用蓝色**
- **湍流用绿色，绿色的混合比率与血流量程度成正比、正向湍流接近黄色（红绿），反向湍流接近青（蓝绿）**
- **血流层流越多，红蓝越纯正。**
- **速度大小用红蓝两种颜色德亮度表示。**