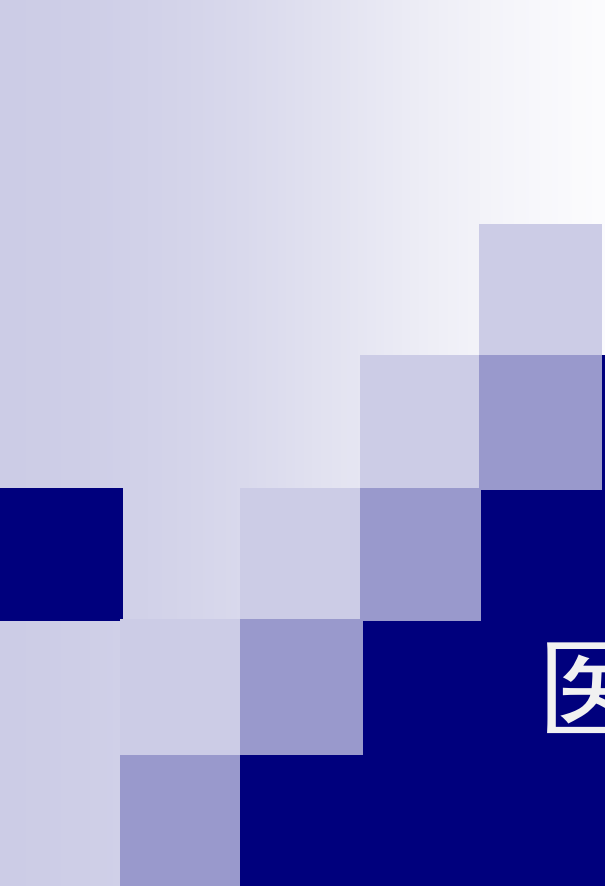




第四章

医学超声脉冲回波技术总论

医学影像学院影像设备教研室

主要内容

- 脉冲回声技术原理
- 超声诊断仪的设计参数
- 显示器

引言

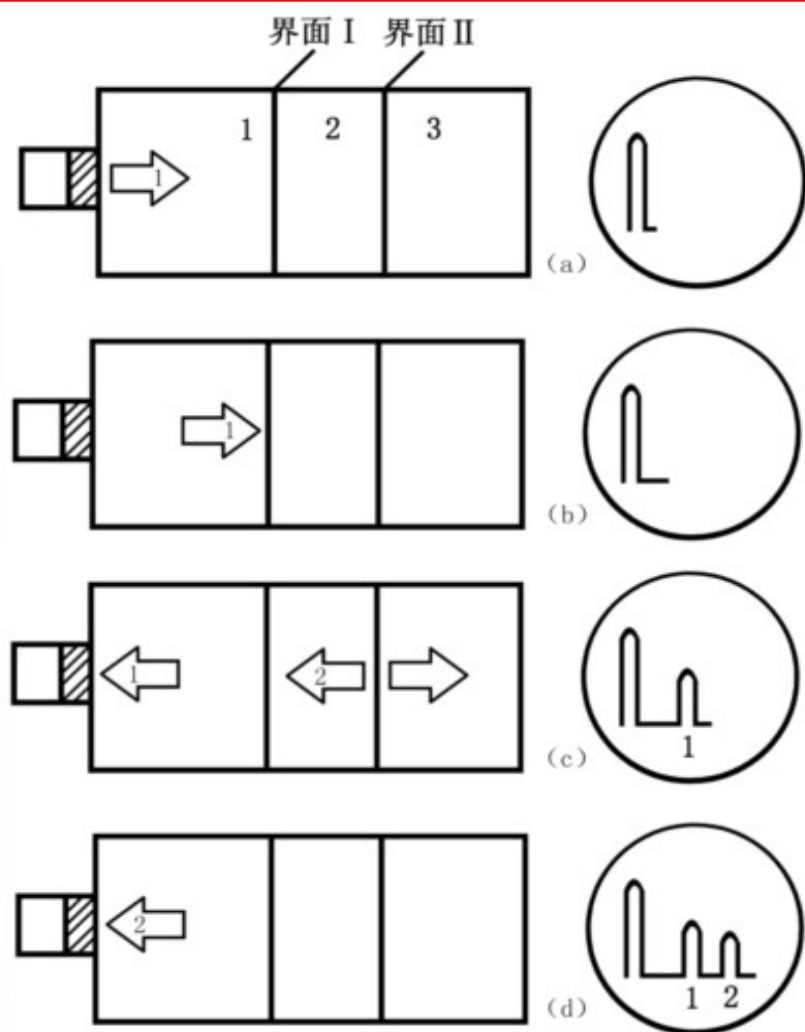
超声诊断主要应用超声的良好指向性和与光相似的反射、散射、衰减及多普勒（Doppler）效应等物理特性，利用其不同的物理参数，使用不同类型的超声诊断仪器，采用各种扫查方法，将超声发射到人体内，并在组织中传播，当正常组织或病理组织的声阻抗有一定差异时，它们组成的界面就会发生反射和散射，再将此回声信号接收，加以检波等处理后，显示为波形、曲线或图像等。



由于各种组织的界面形态、组织器官的运动状况和对超声的吸收程度等不同，其回声有一定的共性和某些特性，结合生理、病理解剖知识与临床医学，观察、分析、总结这些不同的规律，可对患病的部位、性质或功能障碍程度作出概括性以至肯定性的判断。

当前超声诊断技术主要用于体内液性、实质性病变的诊断，而对于骨、气体遮盖下的病变不能探及，因此在临床使用中受到一定的限制。

§ 1 基本原理

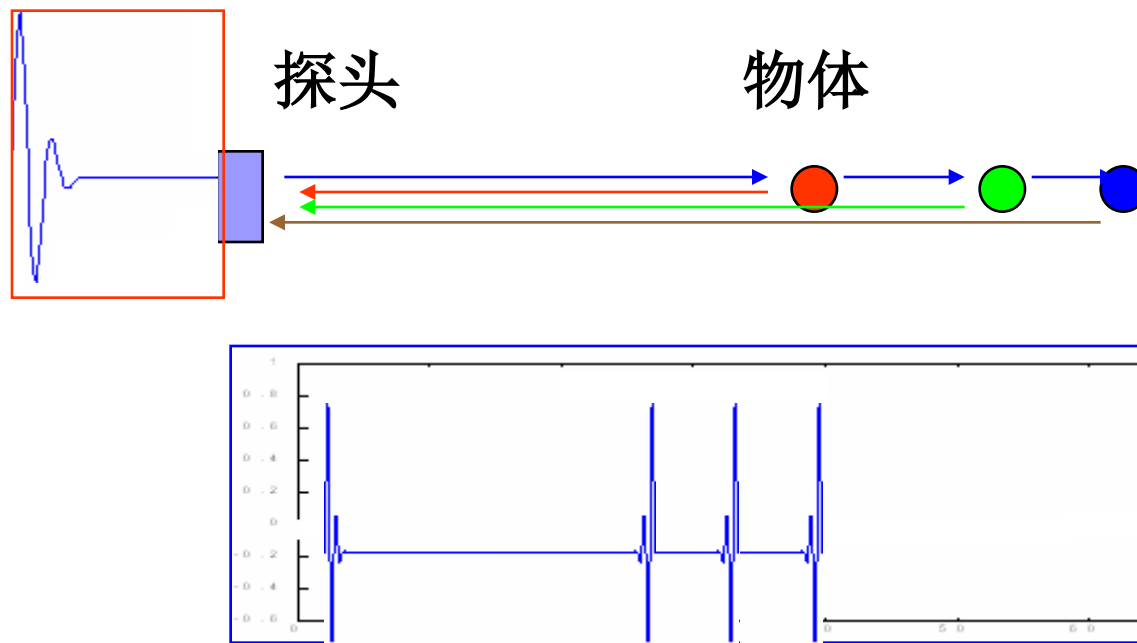


脉冲回波成像的基本原理

人体组织、脏器具有不同 c 和 Z ，在界面上会反射超声波。但界面两边介质的声学差异并不大，大部分超声能量穿过界面继续向前传播，当遇到第二界面时又产生回波，仍有很大部分超声能量穿过第二界面继续前进。

- **脉冲回波法**

超声脉冲回波成像法

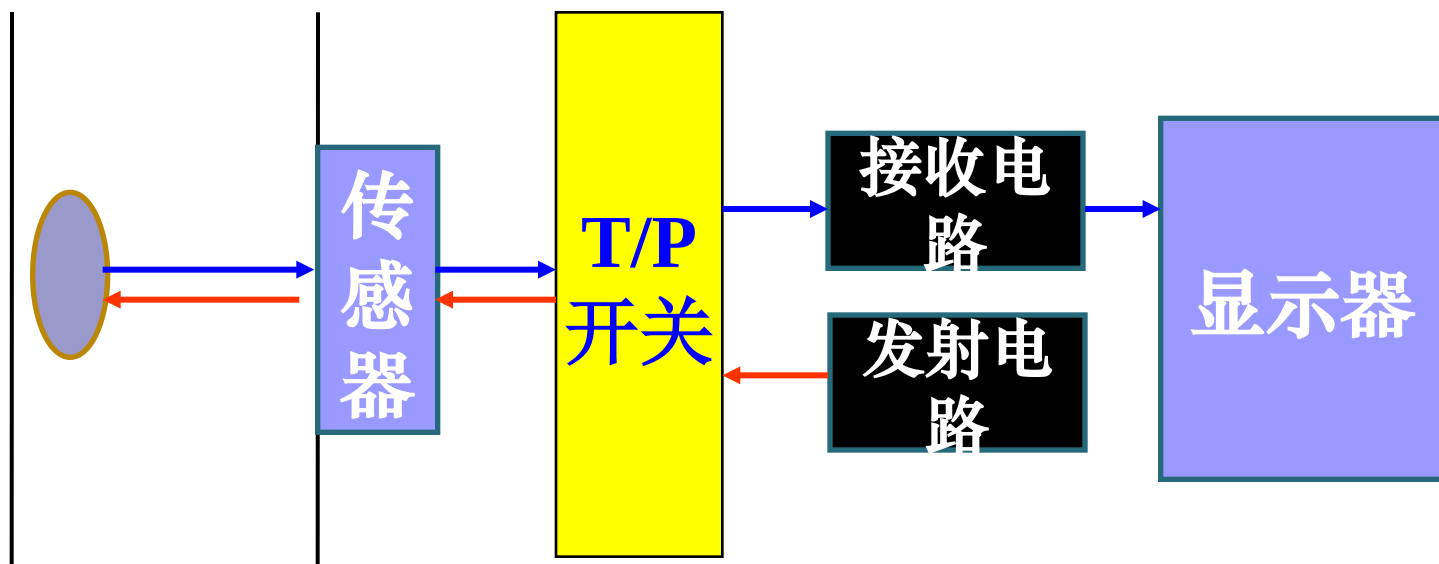


超声成像的信息主要由反射回波和散射回波所携带，一个典型的超声回波应包含大界面的反射回波（位置信息）与小粒子的散射回波（结构信息）。

脉冲回波显示体内有关结构信息时，可有显示回波图形的回声图显示及利用回波构成图像的声像图显示两种类型的显示。

超声脉冲回波成像法

发射和接受采用同一个探头。通过回波信号返回时间，可以确定被测组织的深度。通过同一深度的回波信号的强弱可以判断组织器官的形态。



超声脉冲回波成像法

四个电路结构

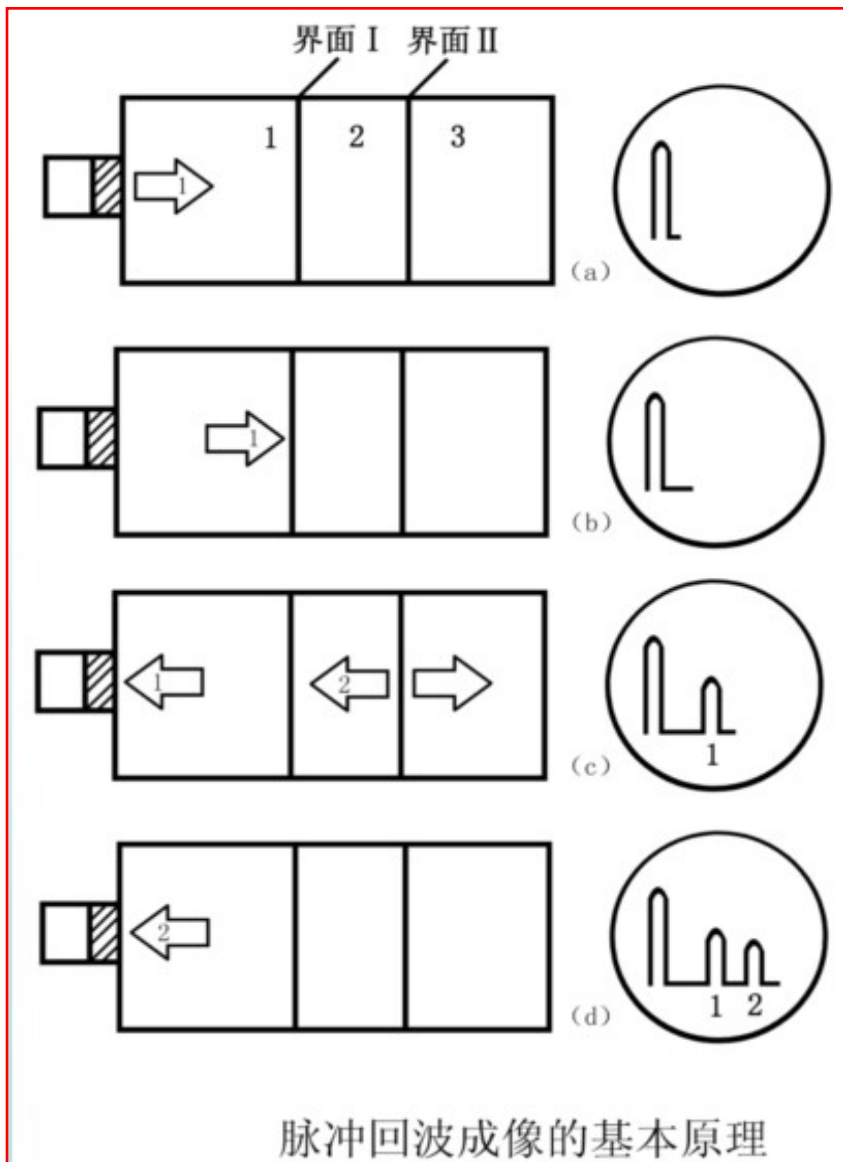
(一) 满足超声探头结构（如单振子、多振子聚焦）的超声波发射电路系统

(二) 满足超声探头将超声回波信号转换成显示器能显示超声图像的接收系统

(三) 满足临床医生能进行全面图像处理分析的数字扫描变换器电路系统

(四) 完成超声波发射和接收以及数字扫描变换器系统的电源与控制系统

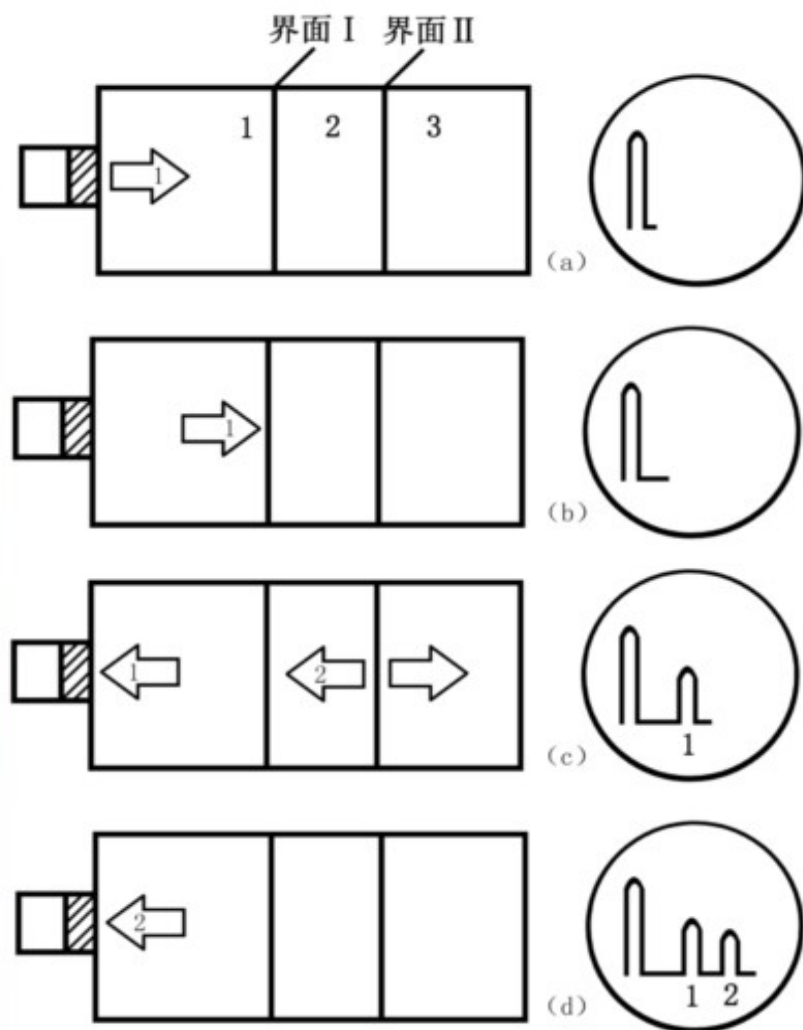
§ 1 基本原理



一 超声脉冲回声检测原理

- ◆ 界面的特性要考虑衰减，所以要自动增益补偿；
- ◆ 显示的需要每秒重复20次以上才能形成波形；

§ 1 基本原理



脉冲回波成像的基本原理

一 超声脉冲回声检测原理

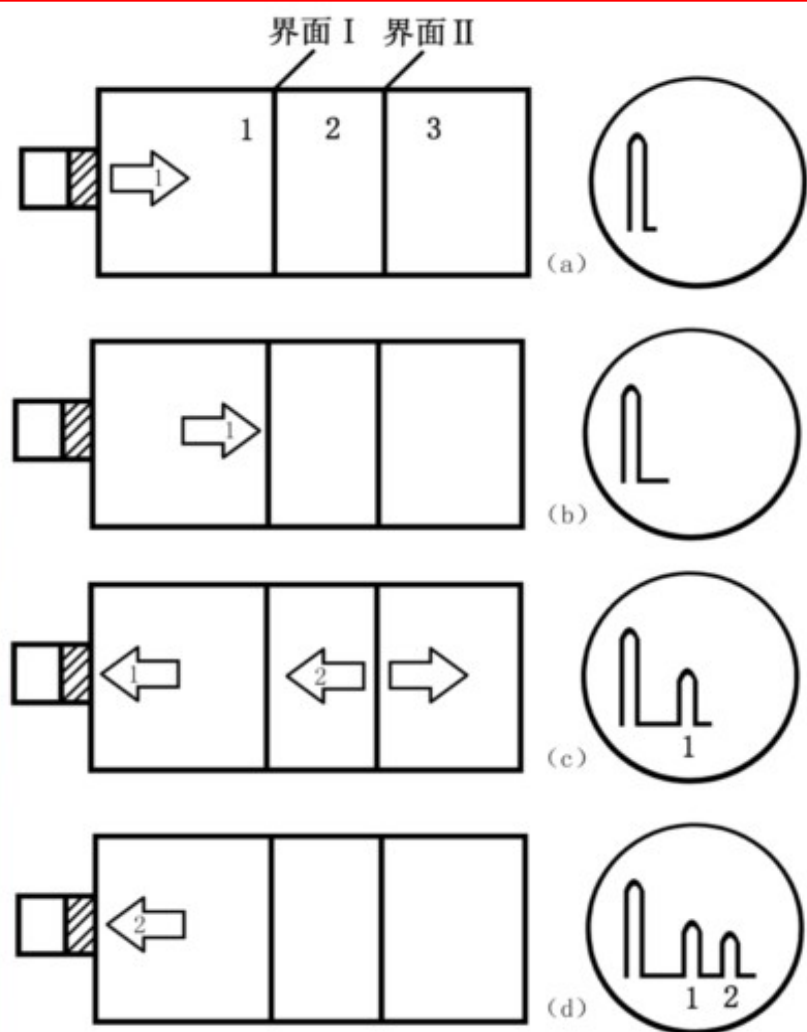
◆ 发射接收两脉冲的时间间隔与媒质的厚度成正比；

◆ 只有用脉冲才能实现测距，连续波不能；

§ 1 基本原理

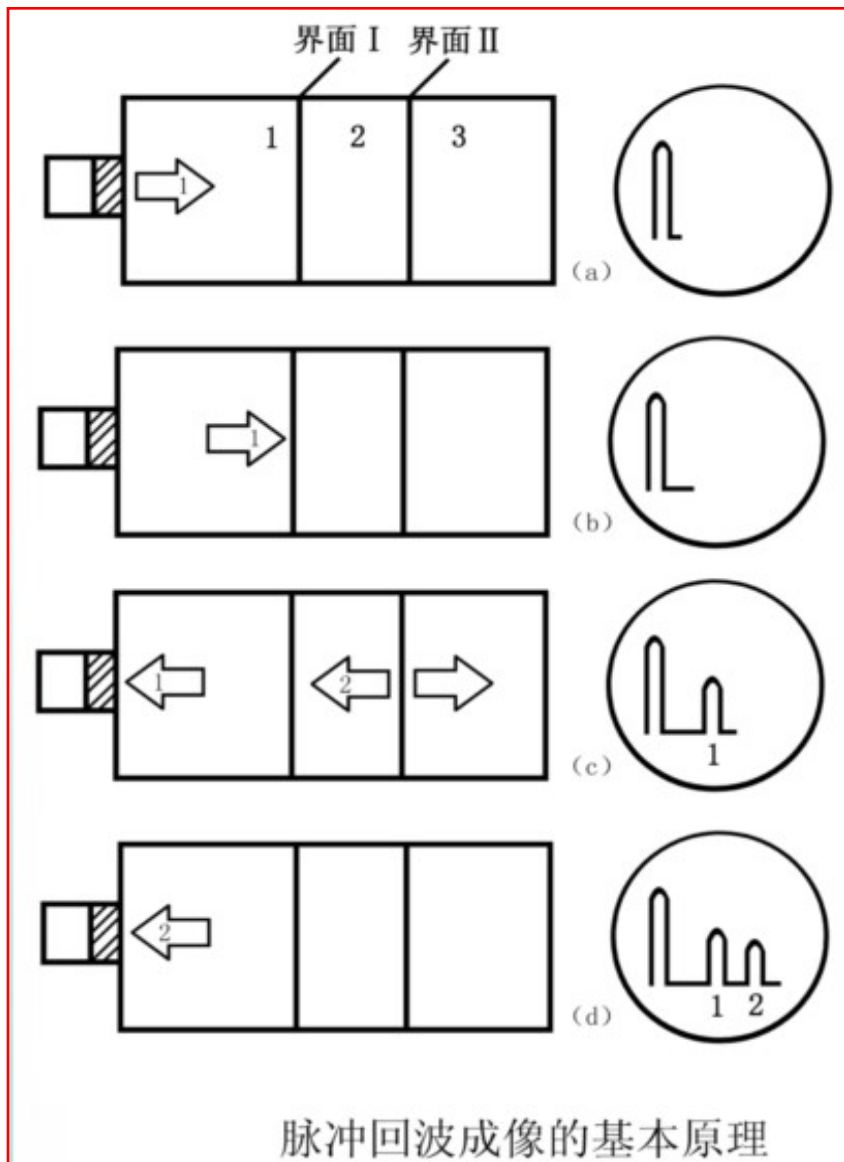
超声成像的三个假定

- 声束在介质中直线传播，以此可估计成像的方位；



脉冲回波成像的基本原理

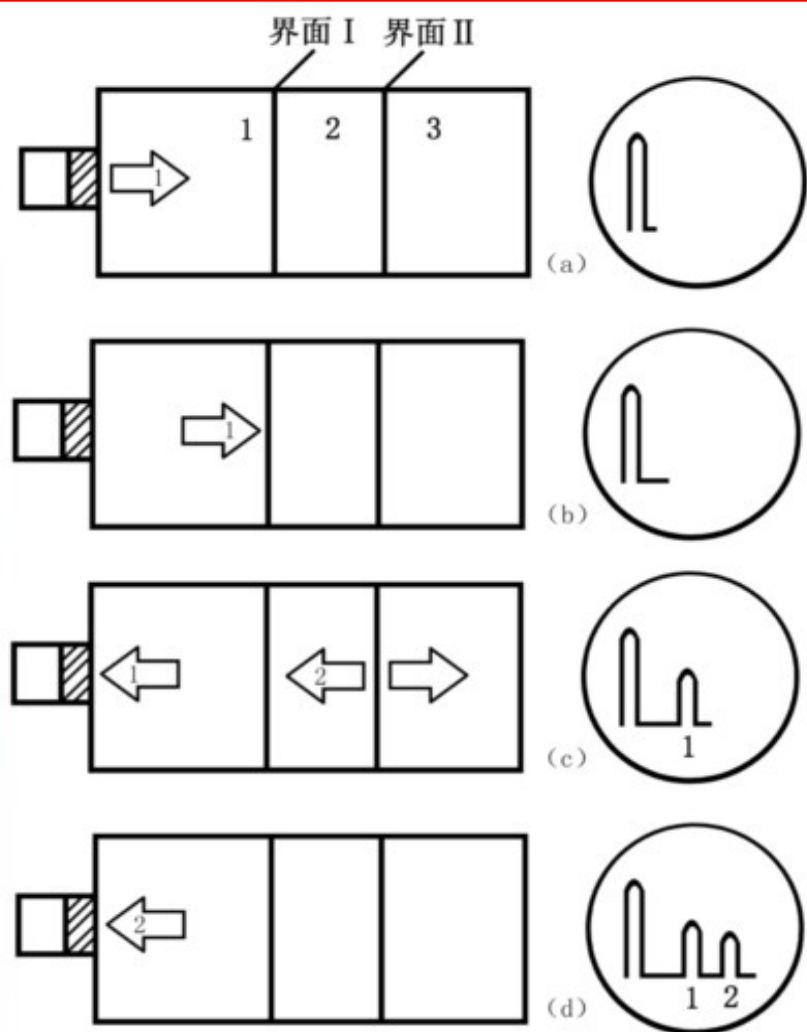
§ 1 基本原理



超声成像的三个假定

- 在各种介质中声速均匀一致。以此估计成像的层面；

§ 1 基本原理



脉冲回波成像的基本原理

超声成像的三个假定

- 在介质中吸收系数均匀一致，以此确定增益补偿等技术参数；

§ 1 基本原理

超声成像的三个假定

声束在介质中直线传播，以此可估计成像的方位；

在各种介质中声速均匀一致。以此估计成像的层面；

在介质中吸收系数均匀一致，以此确定增益补偿等技术参数；

§ 1 基本原理

回声系统实际就是把断面位置找出来

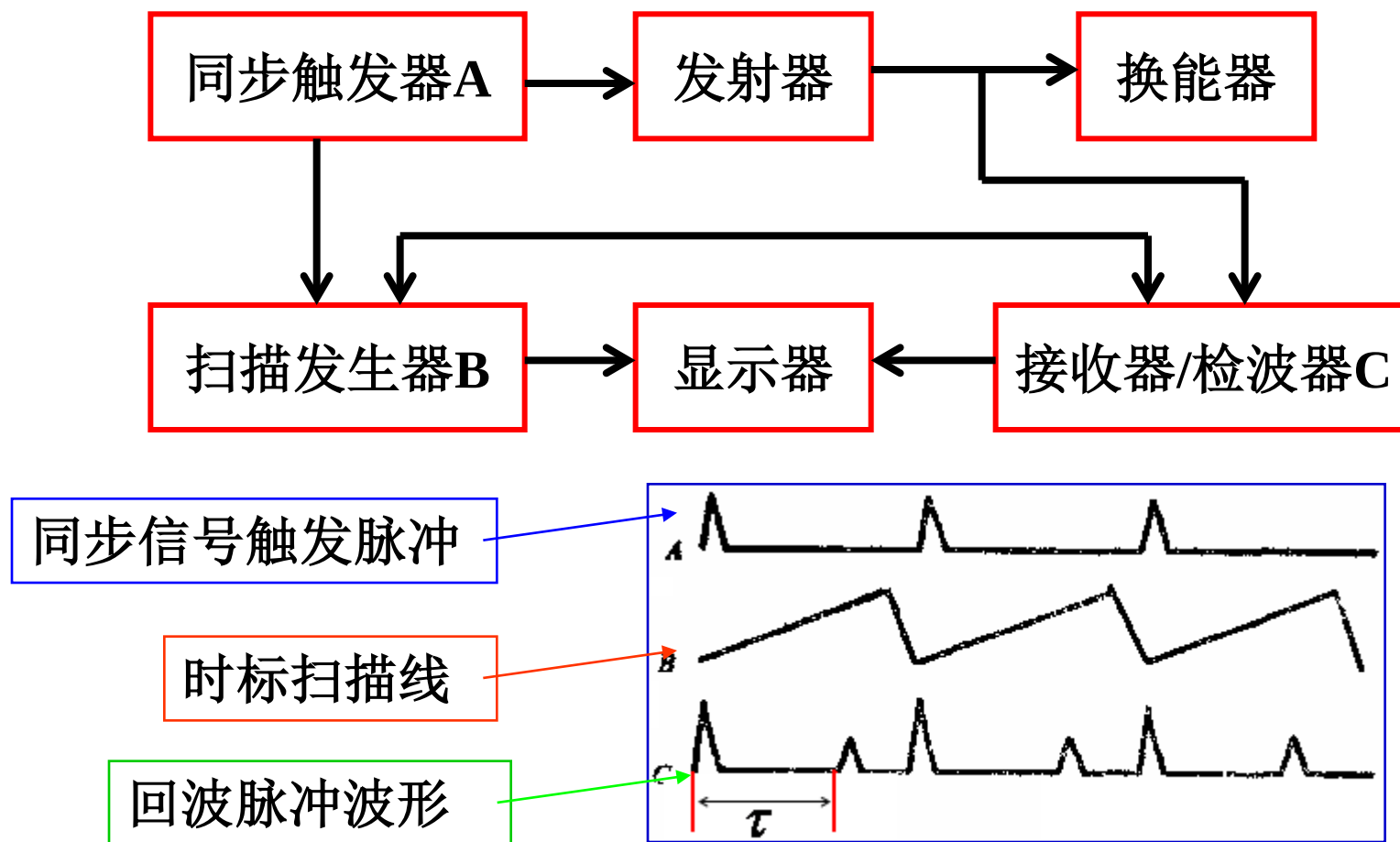


图4-2 超声脉冲回声系统的主要部件

二 医学超声诊断的人-机关系

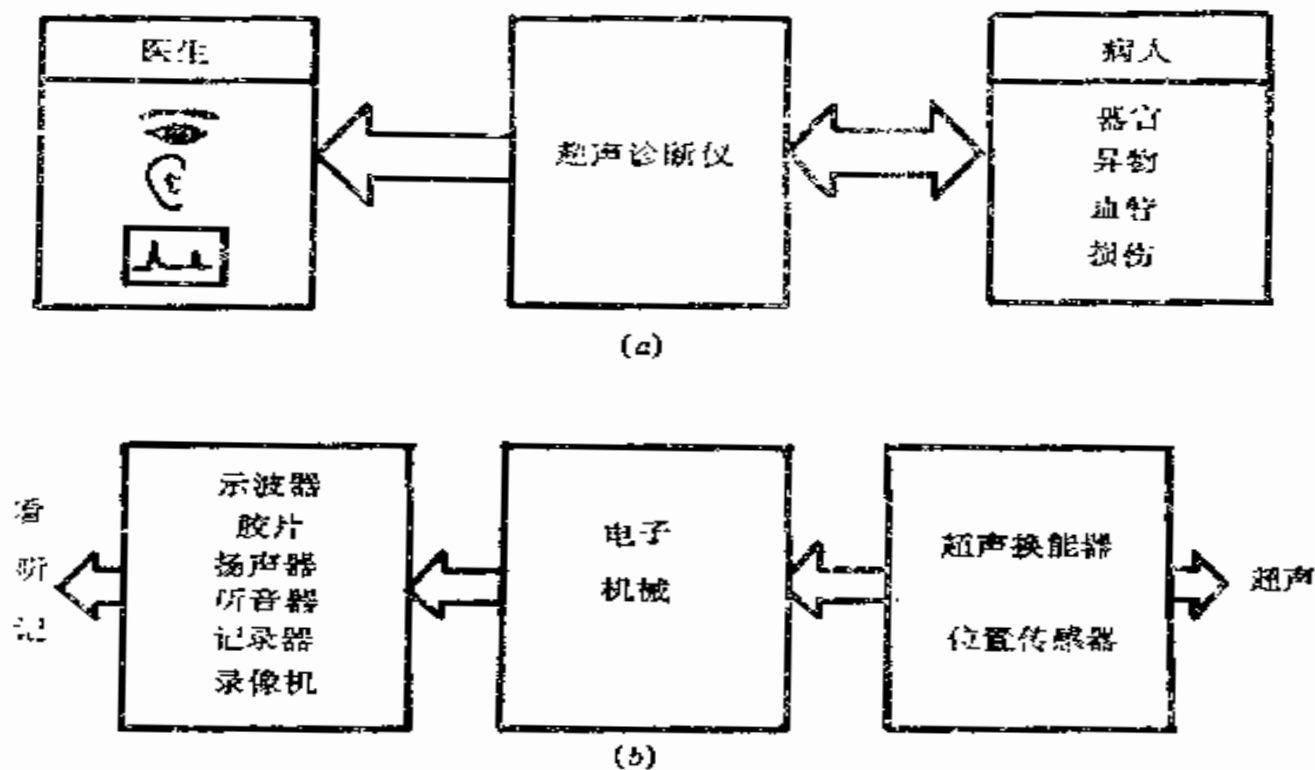


图4-3 (a) 超声诊断的人机关系图
(b) 超声诊断的信息转换图

三 医学超声诊断的安全性考虑

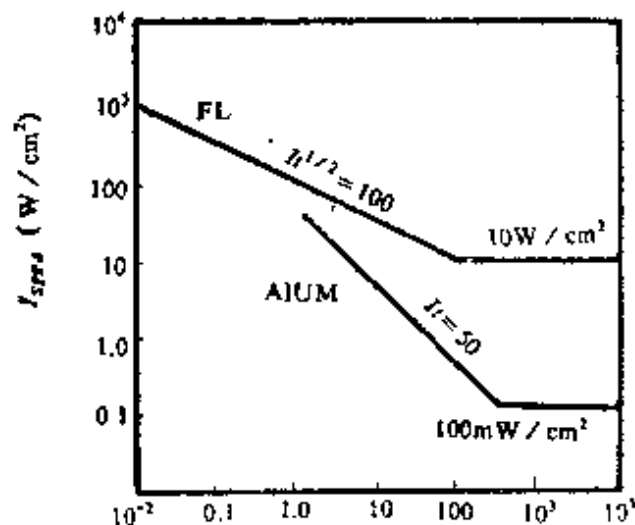


图4-4 在小哺乳动物中引起超声生物效应(AIVM)和引起损伤(FL)的阈值剂量曲线

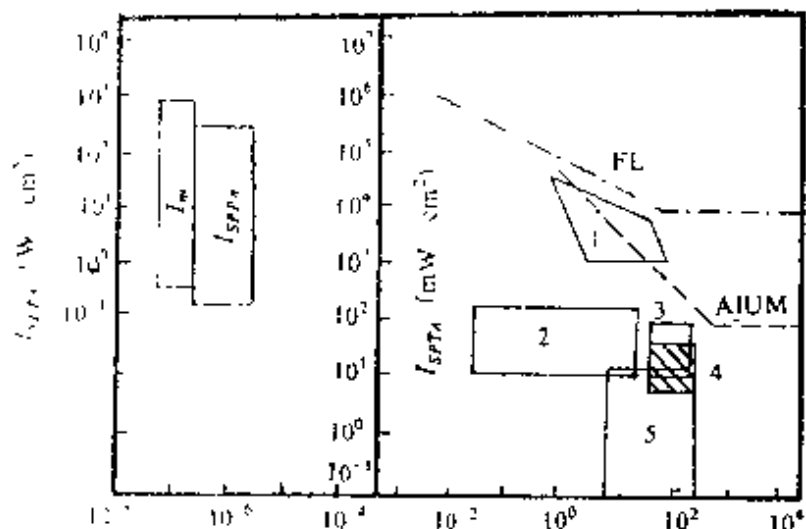


图4-5 各种脉冲回声法超声诊断仪应用超声功率剂量范器: 1.超声治疗仪 2.手动复合扫查仪 3.超声心动图仪 4.扇形扫查仪 5.线阵扫查仪。左侧图为水中测得最大声强 I_m 对最大半周和空间峰点上脉冲平均声强 I_{SPPA} 对脉冲持续时间的关系。

四 脉冲回波法的三种基本显示方式

一）、A超原理

显示方式：幅度调制

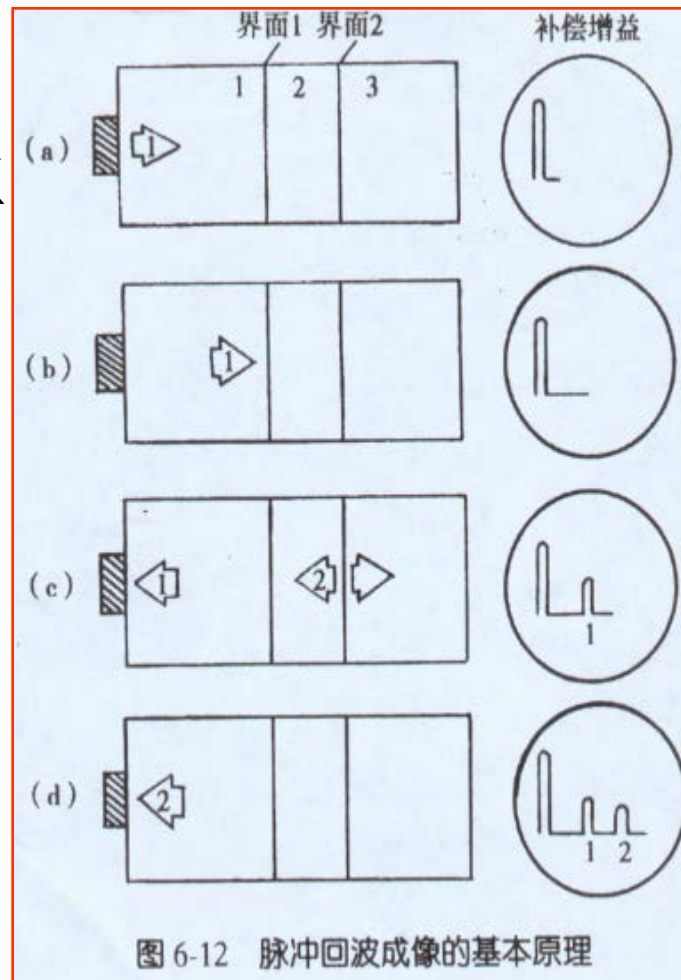
（信号直接加在显示器的垂直偏转板上）

特点：单声束取样分析，
一维显示。

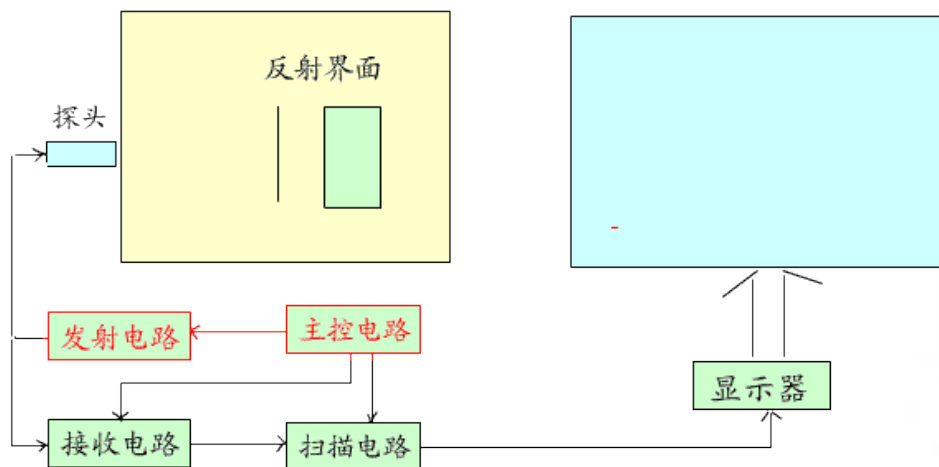
用途：颅脑的占位性病变、眼科。

优点：简便，定位测距准确。

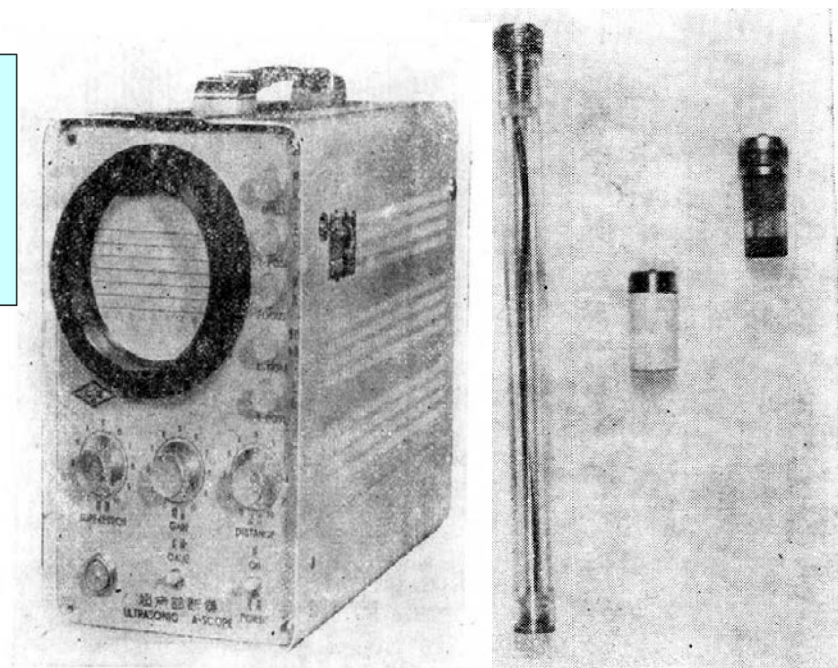
缺点：图像解剖形态直观性差。



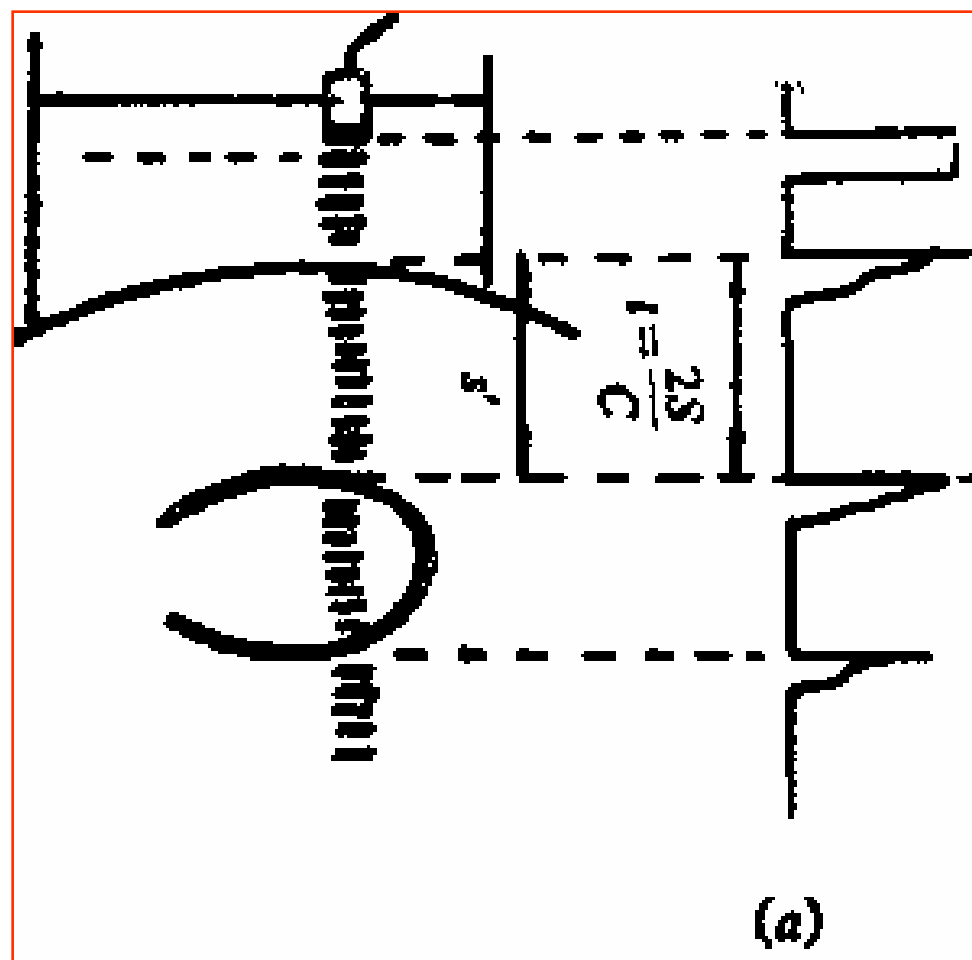
最早的工作方式：A型



超声诊断仪基本原理示意图



- ◆ A模式：是一种振幅的模式。
- ◆ 它在显示器上形成垂直偏转的波形图。



(a) A型显示方式

四 脉冲回波法的三种基本显示方式

二）、M 超原理

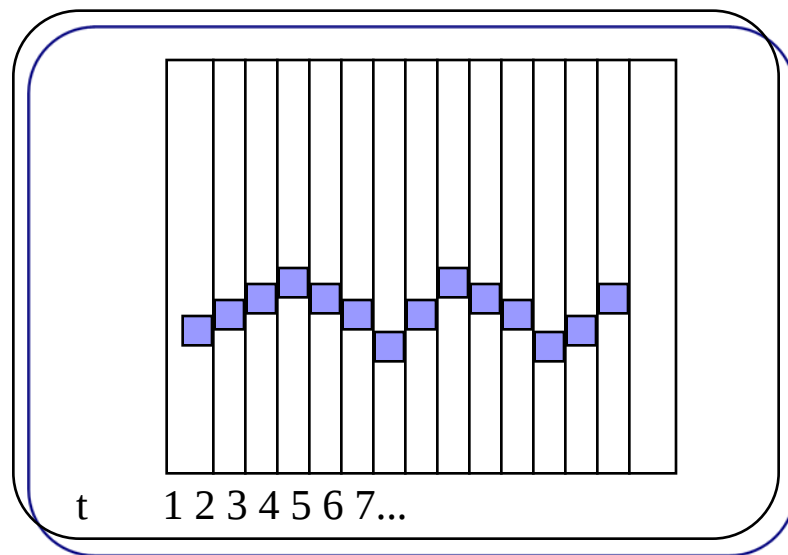
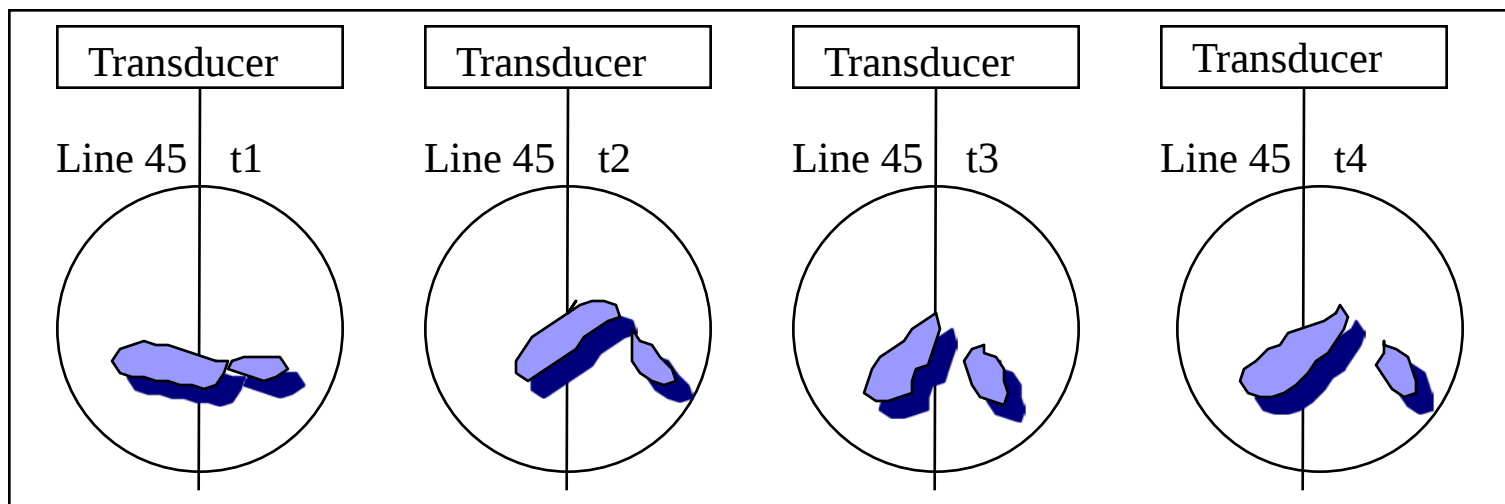
显示方式： 辉度调制

（信号加在显示器控制栅极上）

特 点：（1）单声束取样分析，一维显示

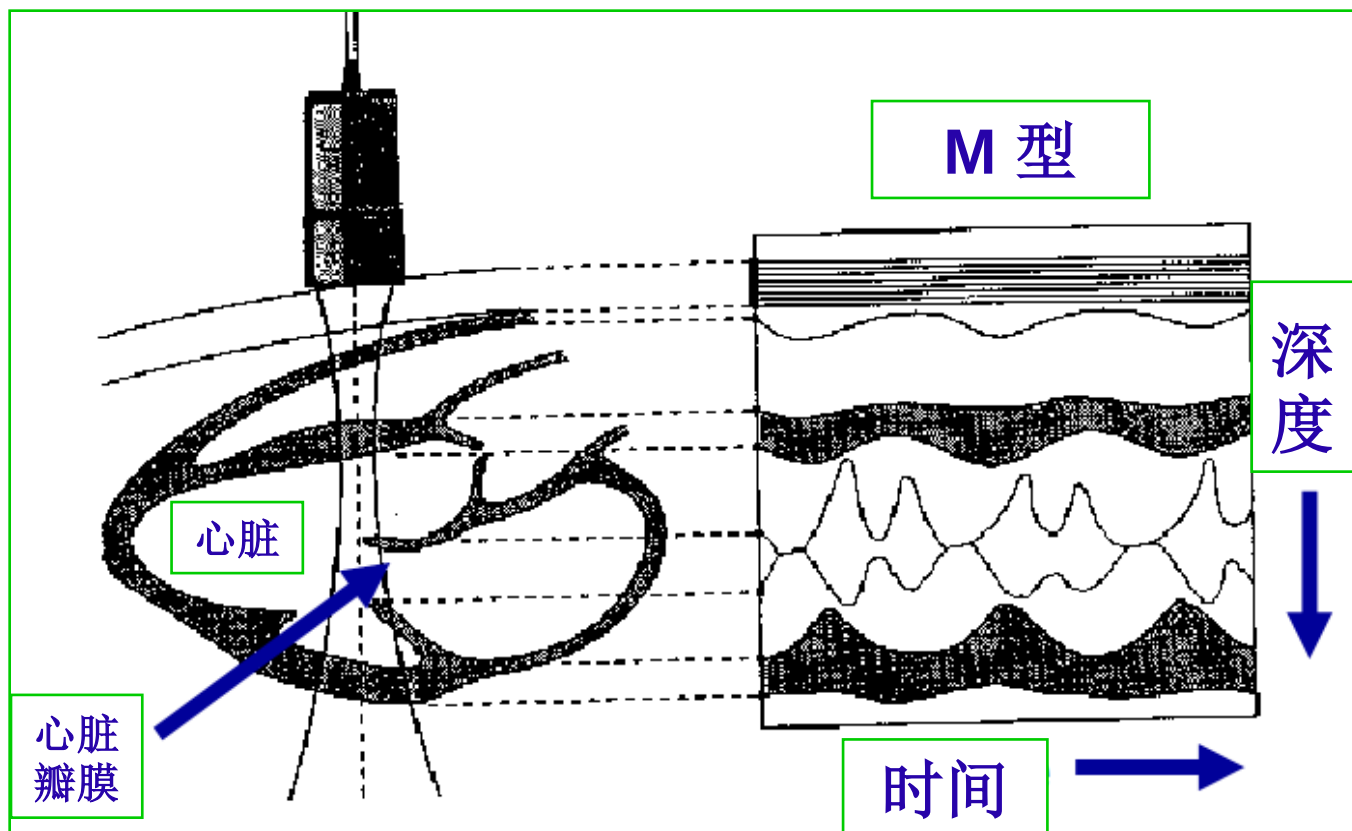
（2）通过行扫描实现距离展开给水平偏转板施加与时间成正比的锯齿波电压

（3）探测的是心脏各组织的大致结构和位置随时间变化的运动曲线



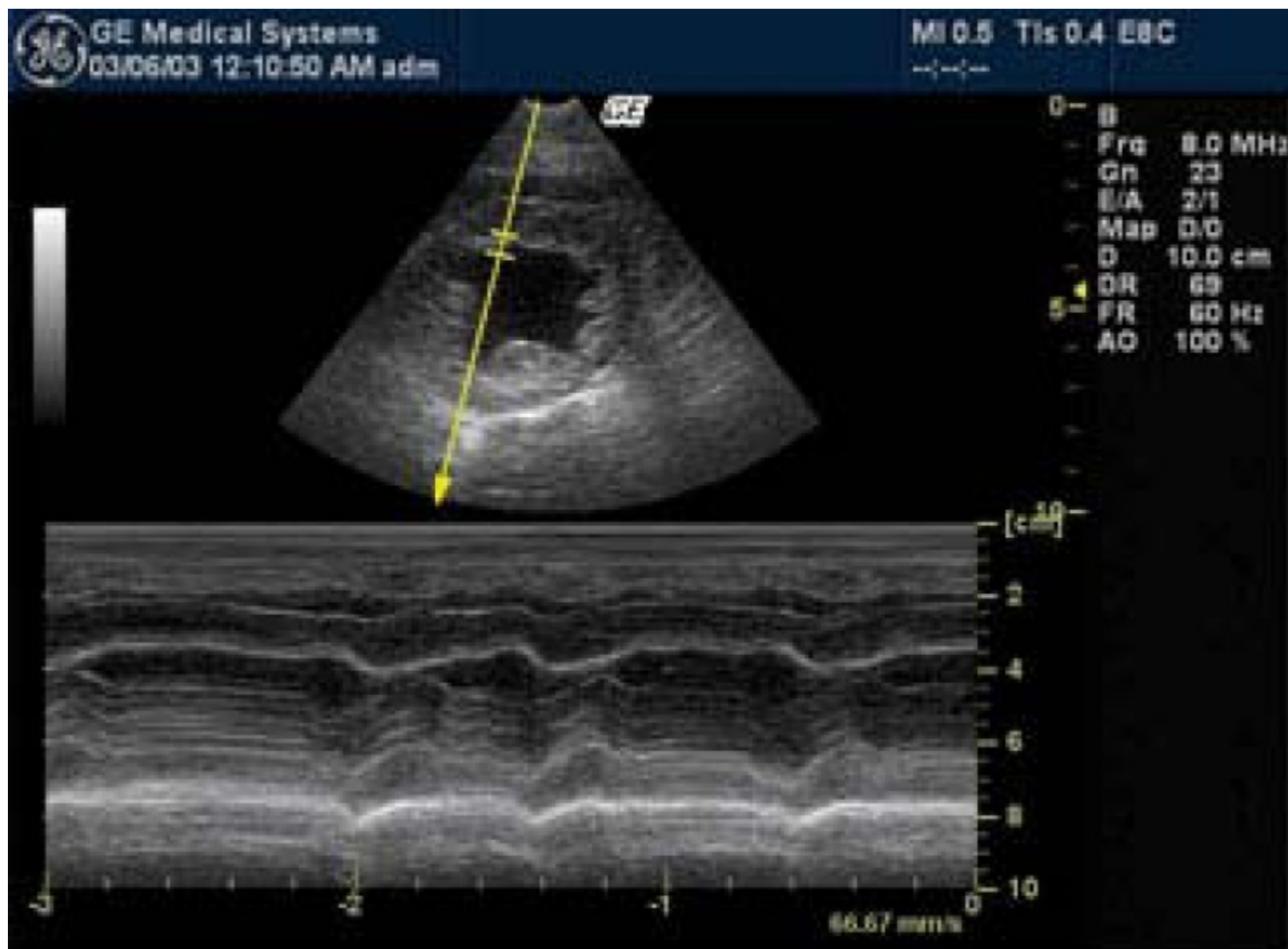
示 显





用途： 主要用于检查心脏疾病
(故又称超声心动仪)

M 型（超声心动图）



四 脉冲回波法的三种基本显示方式

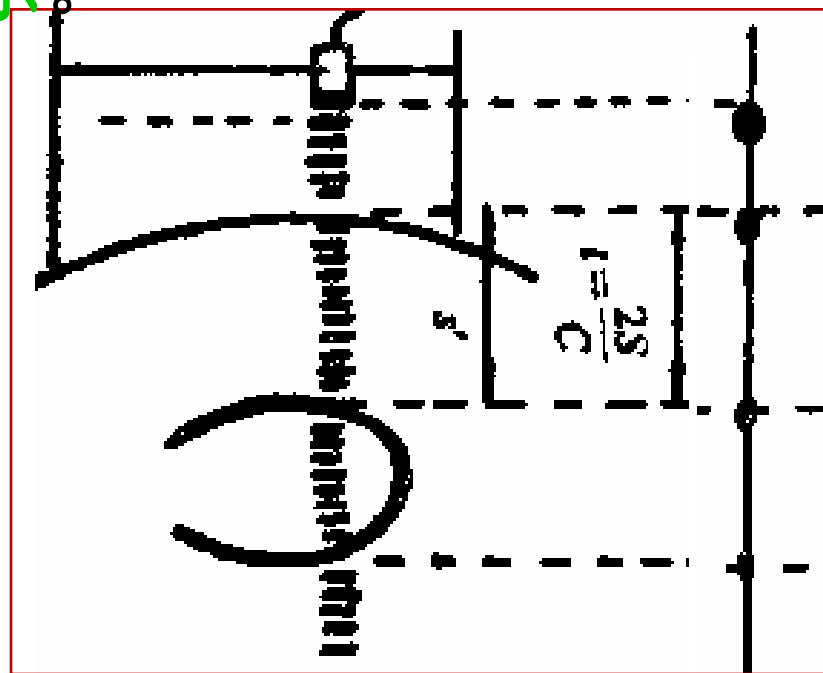
三）、B超原理

显示方式： 辉度调制(brightness)/亮度调制

特 点： 回波强弱以光点强弱表示在时标扫描线上， 一维显示。

探头位置不移动时，
仅显示心脏前后壁所形成的光点。如右图

探头位置移动时，
显示心脏结构形状。



(b) B型显示方式

四 脉冲回波法的三种基本显示方式

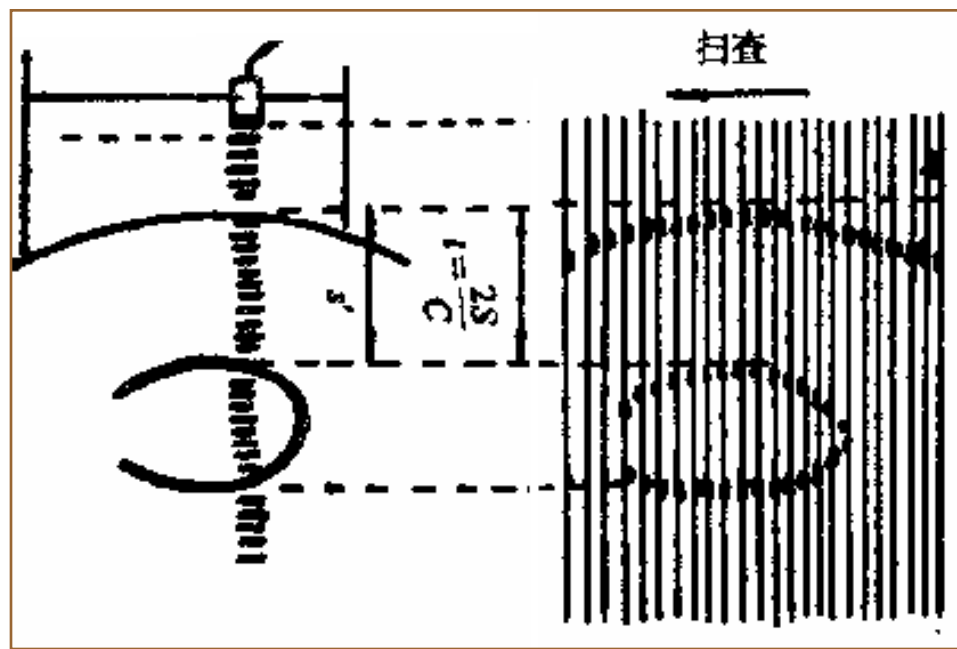
B型超声断层图像显示

1)、辉度调制显示方式

2)、特点：是B型显示方式与声速扫查相结合的显像方式。

(1) 二维显示（切层图像）；

(2) 能直观地显示人体脏器的形态结构。

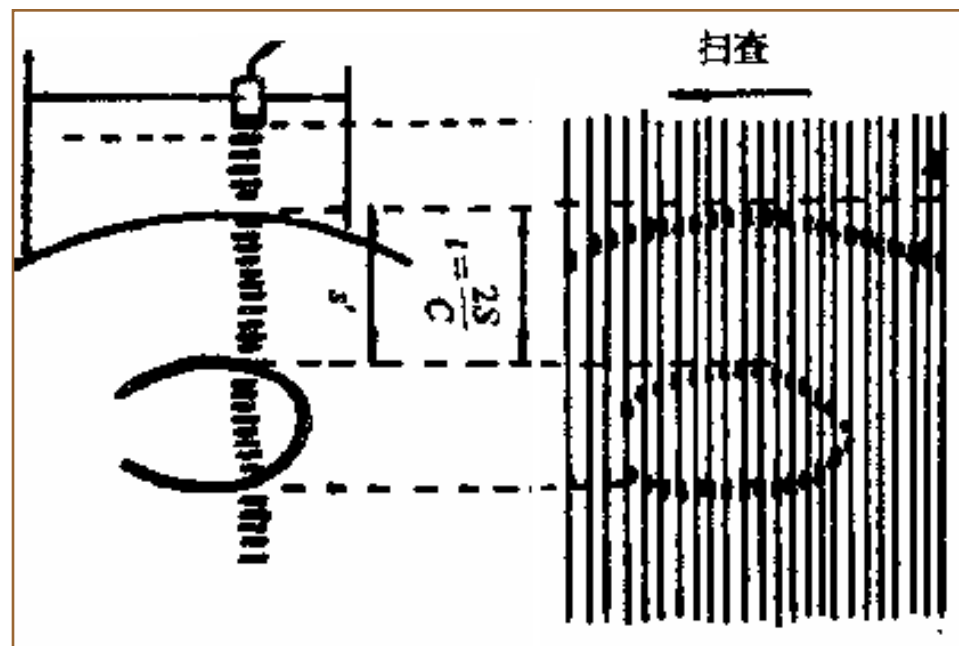


(d) B型断层显像

四 脉冲回波法的三种基本显示方式

B型超声断层图像显示

当B型方式显示时移动探头位置，则形成B型超声断层图像显示方式，能够显示心脏结构形状。

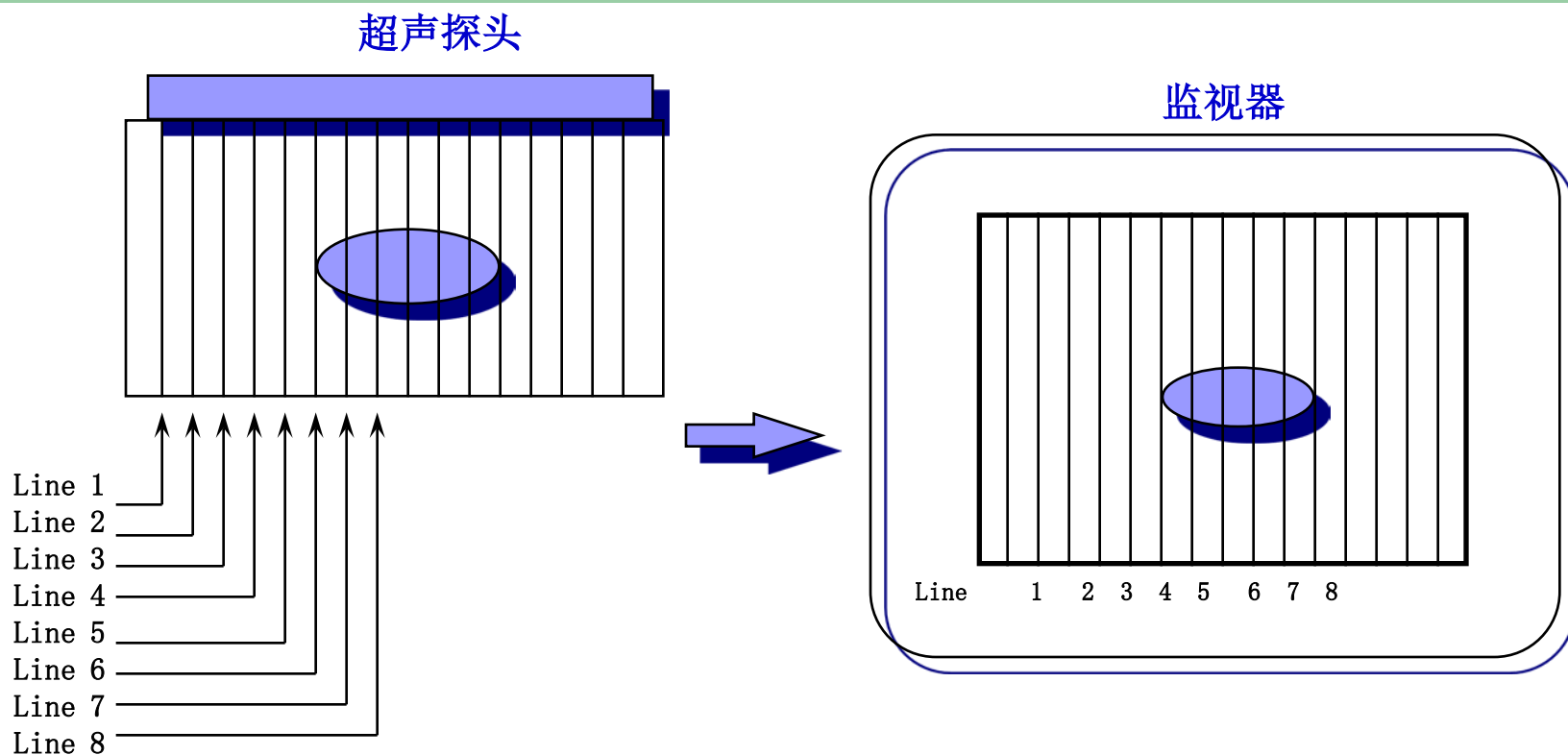


(d) B型断层显像

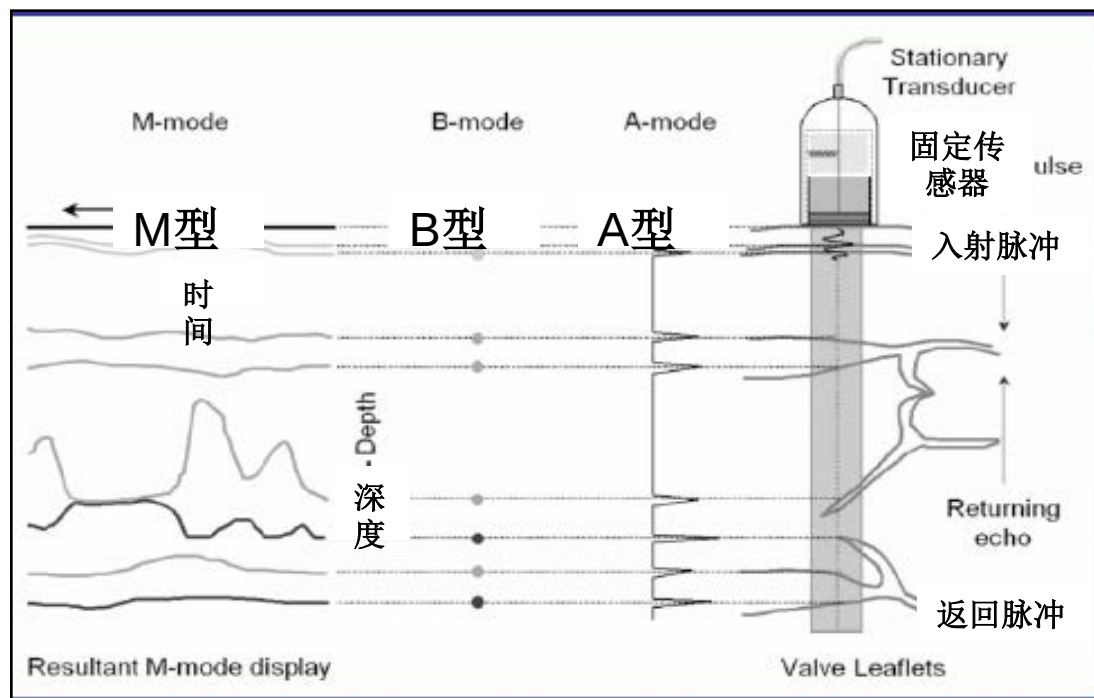
四 脉冲回波法的三种基本显示方式

B型超声断层图像显示

探头在移动的过程中，换能器在不同的位置发射超声脉冲，并接受相应的回波信号，用回波信号的**幅度调制显示器的灰度（亮度）**，就可以构成一幅被检体的**二维断层图像**。



四 脉冲回波法的三种基本显示方式



B超与M超的比较

相同之处：回波信号均加于控制栅极，光点亮度波幅度线性控制。

不同之处：B超显示需要若干脉冲超声束进行扫描。

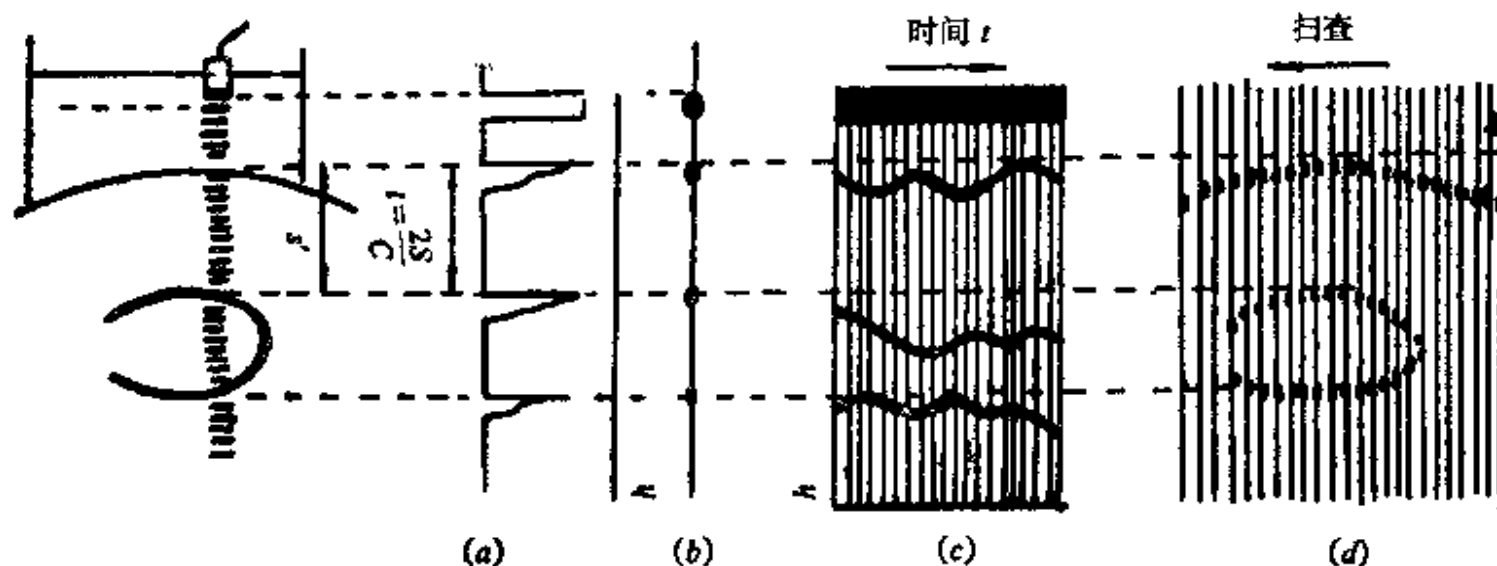


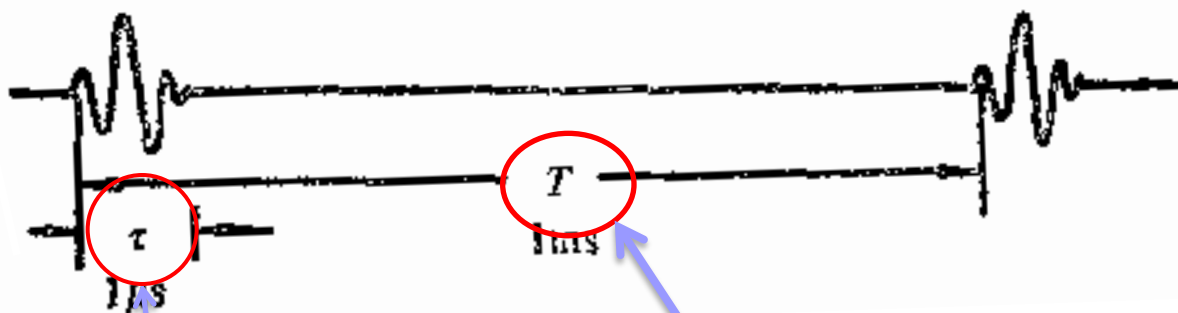
图4-6 A、B、M型显示方式比较

(a) A型显示方式 (b) B型显示方式 (c) M型显示方式 (d) B型断层显像

- **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

§ 2 超声脉冲回声系统的总体考虑

一 探测深度和脉冲重复频率



通常把发射脉冲持续时间与脉冲间隔时间之比称为工作周期 T_w

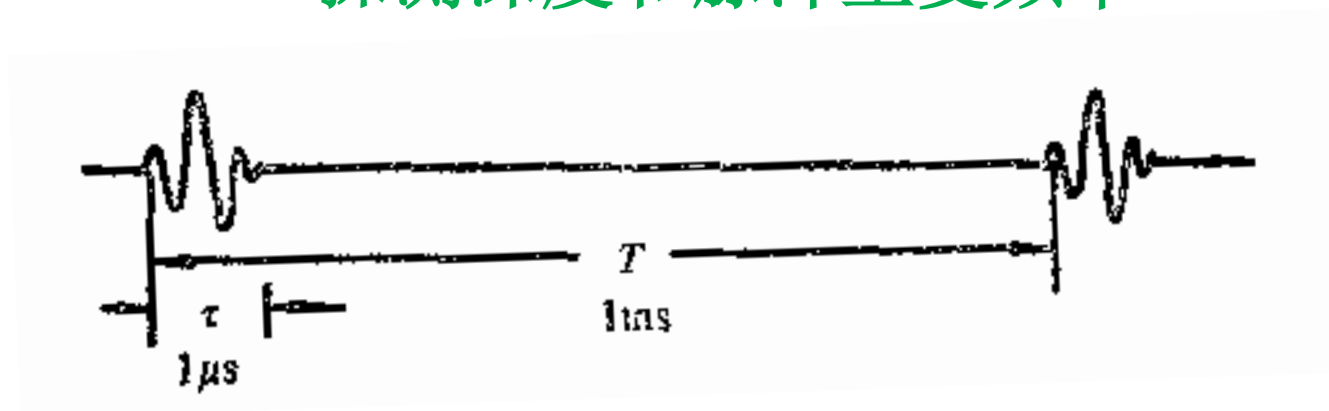
$$T_w = \tau / T$$

τ 脉冲持续时间

T 脉冲周期

§ 2 超声脉冲回声系统的总体考虑

一 探测深度和脉冲重复频率

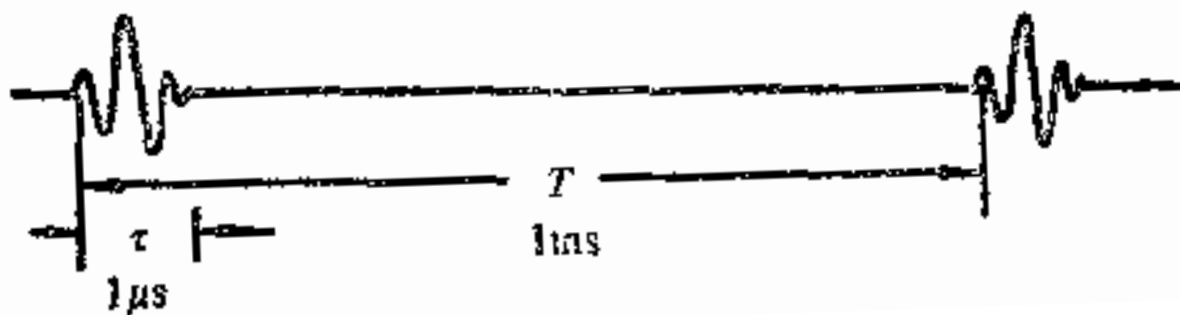


每秒钟内脉冲出现的次数，称为脉冲重复频率 F_P 。

$$F_P = \frac{1}{T}$$

§ 2 超声脉冲回声系统的总体考虑

一 探测深度和脉冲重复频率

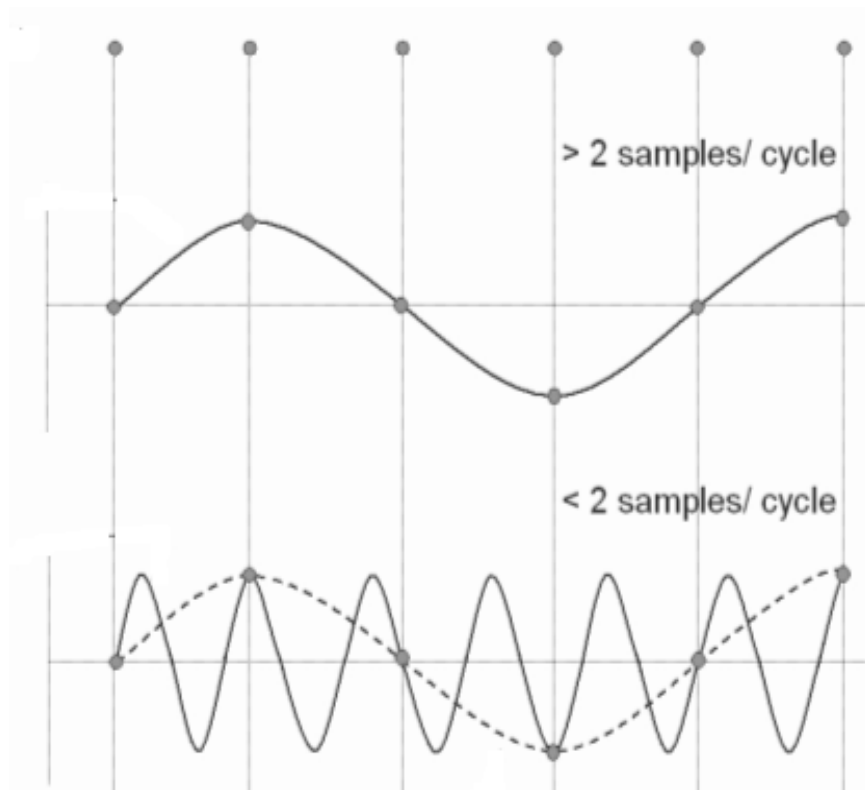


脉冲重复频率的选取受到探测深度和受检者运动波形最高频率的影响（即奈奎斯特频率），其选取条件为：

- ◆ 上限是周期 T 必须大于渡越时间 t ；
- ◆ 下限必须是受检运动波形最高频率的两倍。

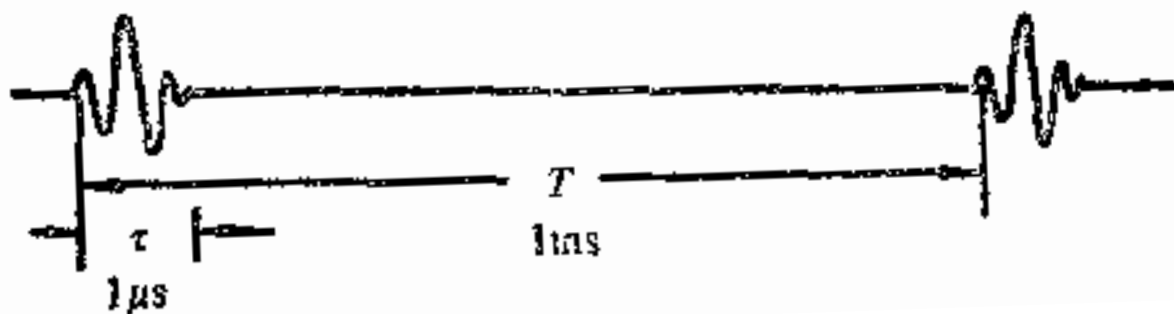
尼奎斯特频率极限

- 脉冲重复频率的二分之一，即 $\text{PRF}/2$ ，称为尼奎斯特频率极限。在脉冲式多普勒的频谱显示中，如果 $f_{d\max} < \text{PRF}/2$ ，多普勒频移信号的大小和方向均可得以准确的显示。



§ 2 超声脉冲回声系统的总体考虑

一 探测深度和脉冲重复频率



组织声速

$$\frac{C}{2R_{\max}} \geq F_P = \frac{1}{T} \geq 2f_{\max}$$

最大探测距离

运动体最高频率

圆形平面探头的最佳直径

$$d = 2\sqrt{\lambda R_{\max}}$$

例如：发射超声波频率为2.5MHz，组织声速为1580米/秒，被探测组织深度距离体表15cm，运动组织的最高频率为300Hz，则脉冲重复频率选择范围为：

$$\frac{C}{2R_{\max}} \geq F_p = \frac{1}{T} \geq 2f_{\max}$$

$$\frac{1580}{2 \times 0.15} \geq F_p = \frac{1}{T} \geq 2 \times 300$$

$$5.266\text{KHz} \geq F_p = \frac{1}{T} \geq 600\text{Hz}$$

通常生物体存在多层界面，选择 F_p 时要考虑多层界面反射后能层次分明的显示而不引起混叠（Aliasing），故 F_p 一般选1-2KHz。较低 F_p 虽能全显示，但图像对比度不高。

二 工作频率和带宽

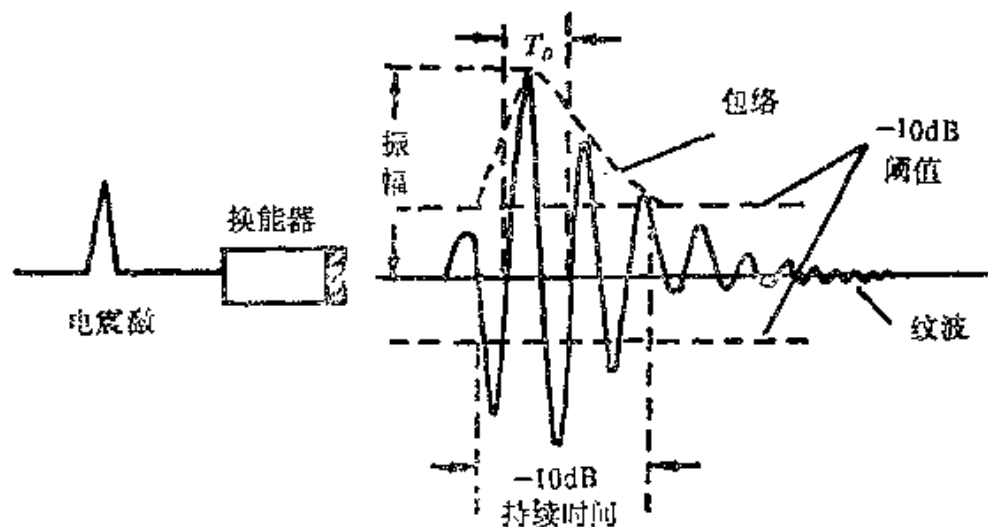


图4-8 震激产生的典型超声脉冲

压电振子产生窄脉冲且持续2-3个周期。

实际的脉冲持续时间是受阈值限定后的脉冲持续时间。

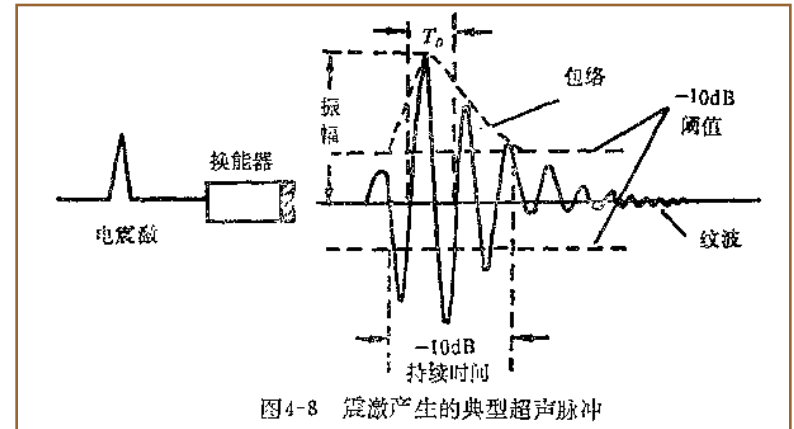
工作频率即回波频率，可由最大振幅振荡的周期 T_0 确定：

$$f_0 = 1 / T_0。$$

二 工作频率和带宽

$$f_c = \frac{1}{\tau}$$

脉冲持续时间



包络脉冲波形包含许多谐波成分，其最大能量集中于中心频率 f_c 附近：

超声频率主要取决于信噪比，部分取决于扫描增益补偿要求的精度；不同频率下不同组织声衰减不同；单位距离衰减很大或穿透的界面比较多不宜选用较高超声频率。

二 工作频率和带宽

发射超声频率是一定的，但是回波频率可能会变大，要超声换能器信号较好，必须要有一定的带宽；

通频带：脉冲回声包络信号中心频率 f_c 处的最大振幅下降3dB之后两个频率点的差值。

$$10\text{dB带宽: } \Delta f_{10\text{dB带宽}} = f_H - f_L$$

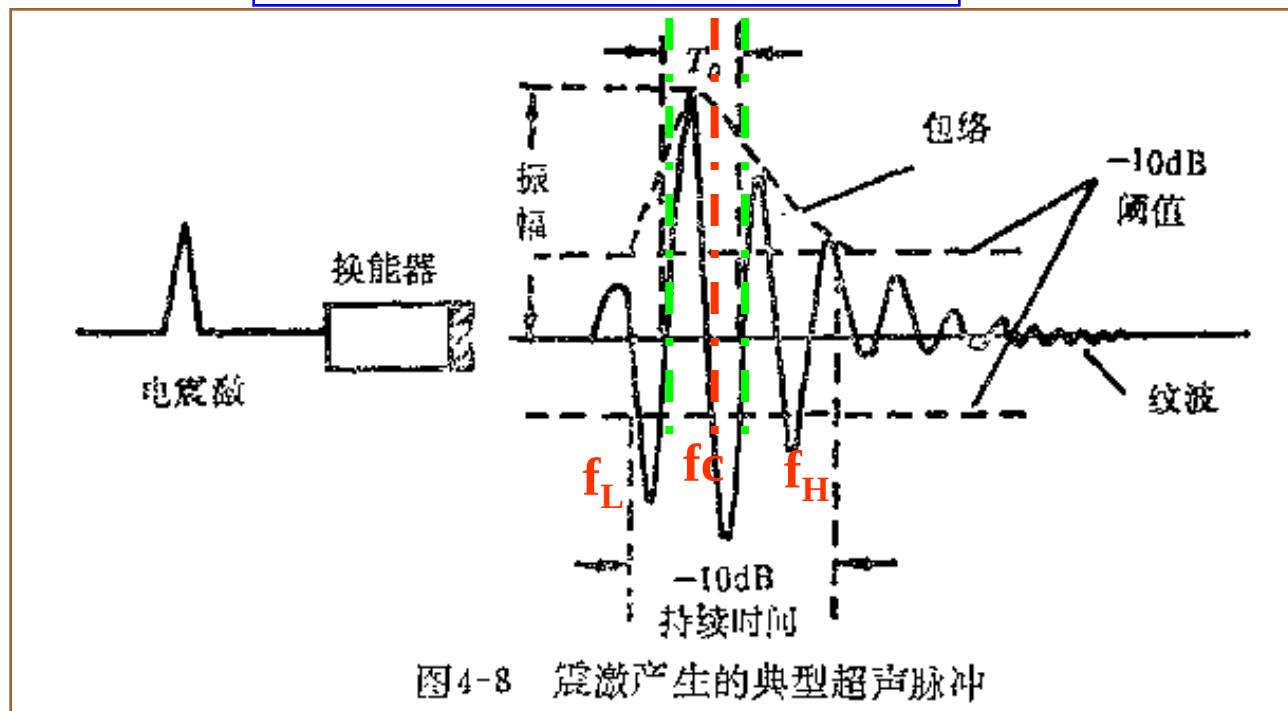


图4-8 震激产生的典型超声脉冲

二 工作频率和带宽

表4-1 医学超声诊断仪的频率和带宽

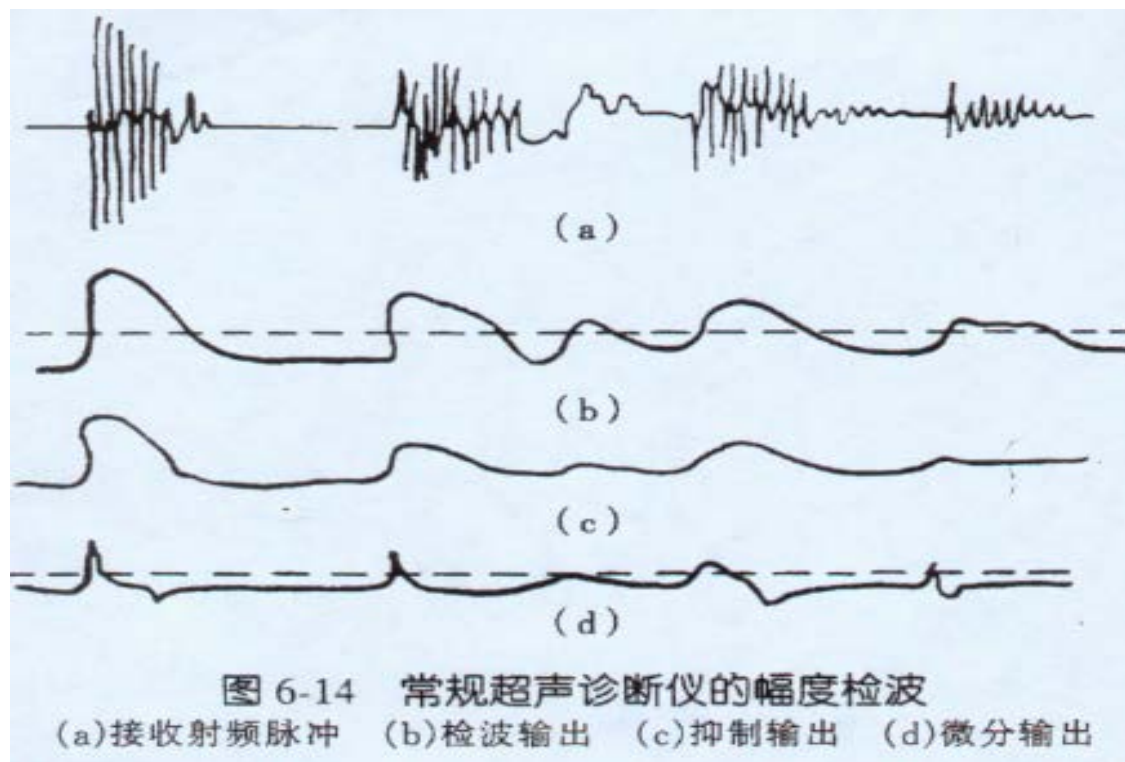
性能 用途	频率 (MHz)	最佳带宽 (MHz)	产品常用带宽 (kHz)
内科	1~10	0.6~	400~800
心脏	2.5~10	¹ 1	600~800
妇产科	2.5~10	1	600~800
儿科	5~15	1	600~800
血流测量	2~15	0.05	30

检波、抑制与视频放大检波

◆ • 幅度检波

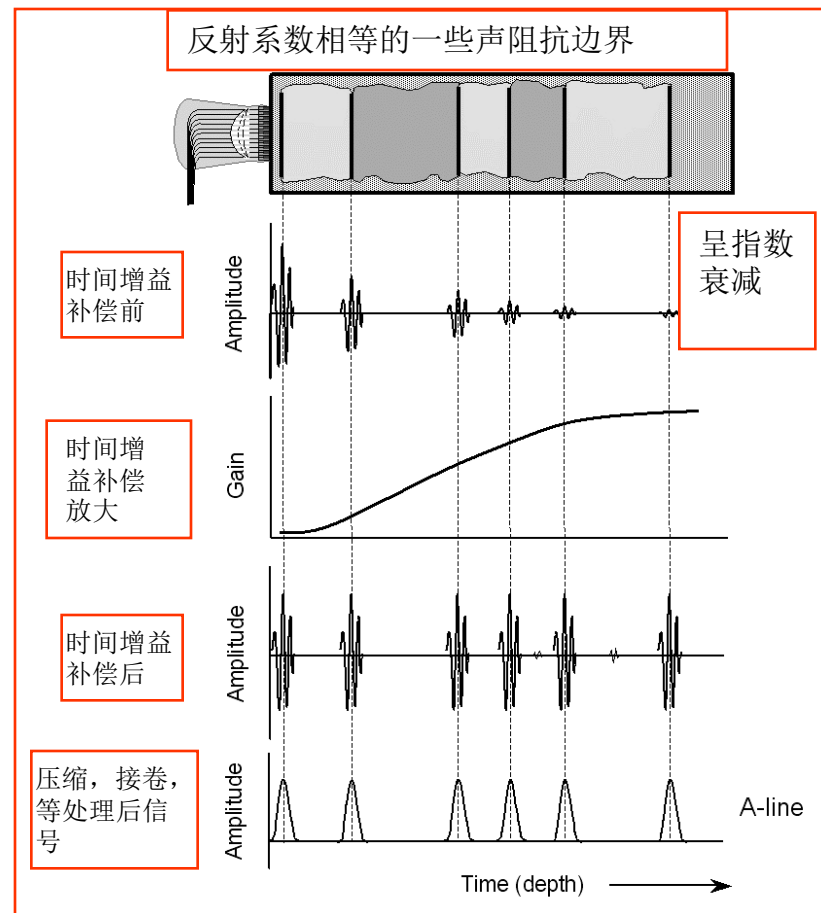
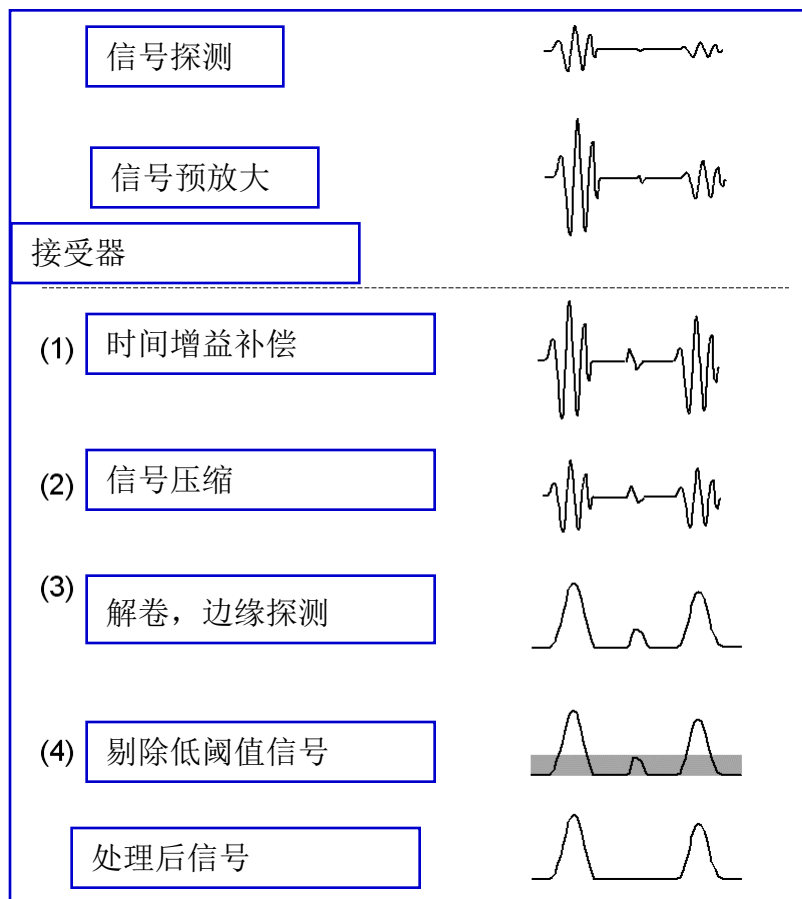
◆ • 位相检波

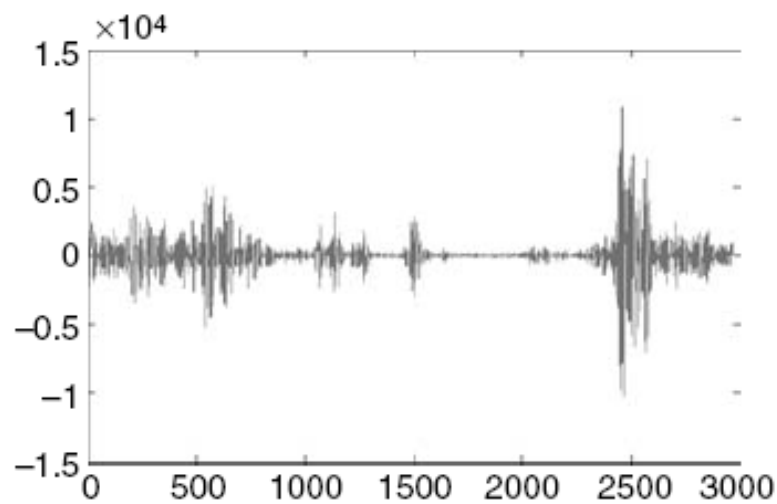
◆ • 频率检波



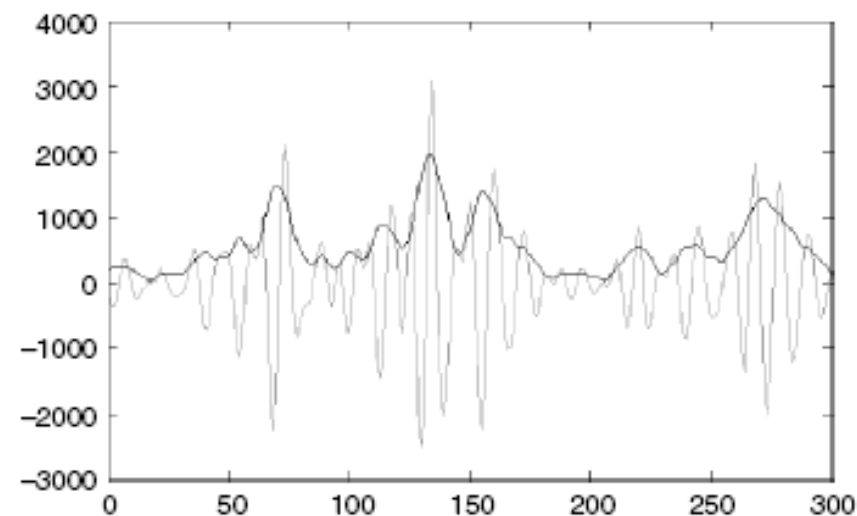
◆ 抑制电路：抑制干扰信号和杂波噪声

◆ 视频放大：放大有用信号，并进行微分处理，突出信号前后沿。

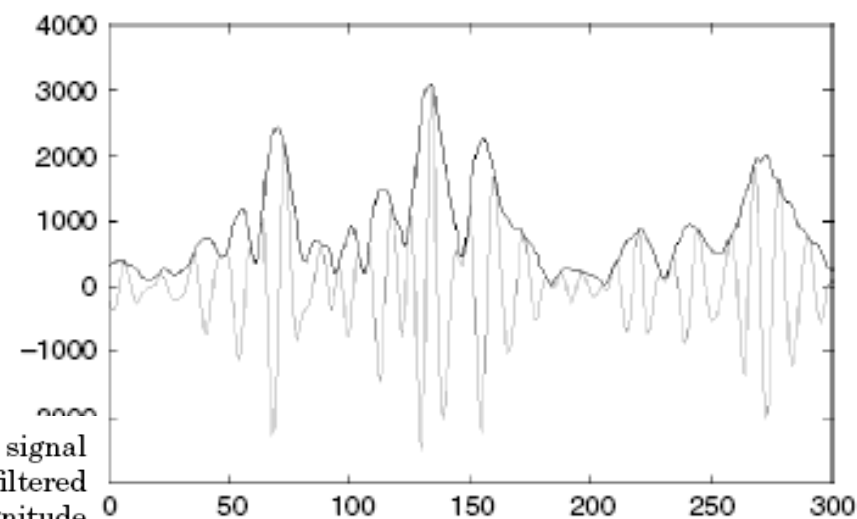




(a)



(b)



(c)

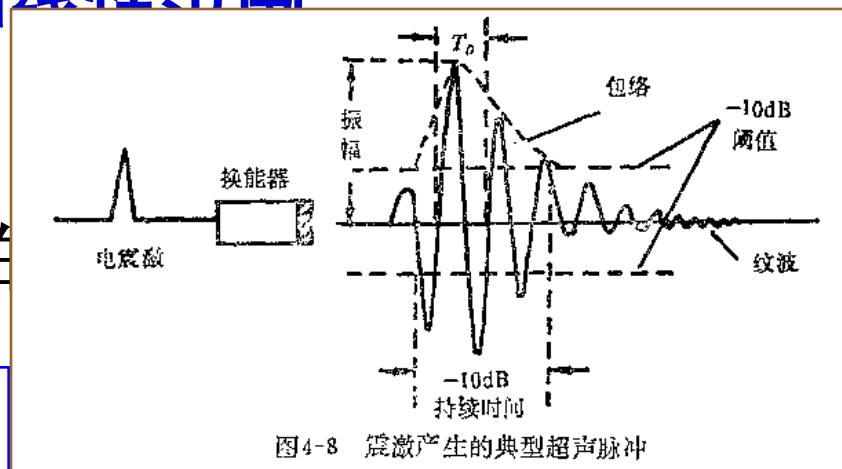
Figure 7.7 RF signal of a part of the ultrasonic line: (a) original RF signal of a complete ray, (b) envelope of a short signal section derived as the filtered absolute value by Equation 7.6, and (c) envelope derived as the magnitude of analytic version of the same signal by Equation 7.8.

三 动态范围和线性范围

1、动态范围

➤ 对数表示有用信号的

$$R_D = 20 \lg \frac{U_{i \max}}{U_{i \min}}$$



最小有用信息 $U_{i \min}$ 等于阈值电平，或信号噪音电压；最大有用信息 $U_{i \max}$ 等于激励换能器的发射脉冲电压。通常 R_D 可以达到120dB。

三 动态范围和线性范围

1、动态范围

动态范围直接影响**探查深度**，也影响到诊断仪的**分辨率**，因为不同的增益有不同的有效声速宽度。

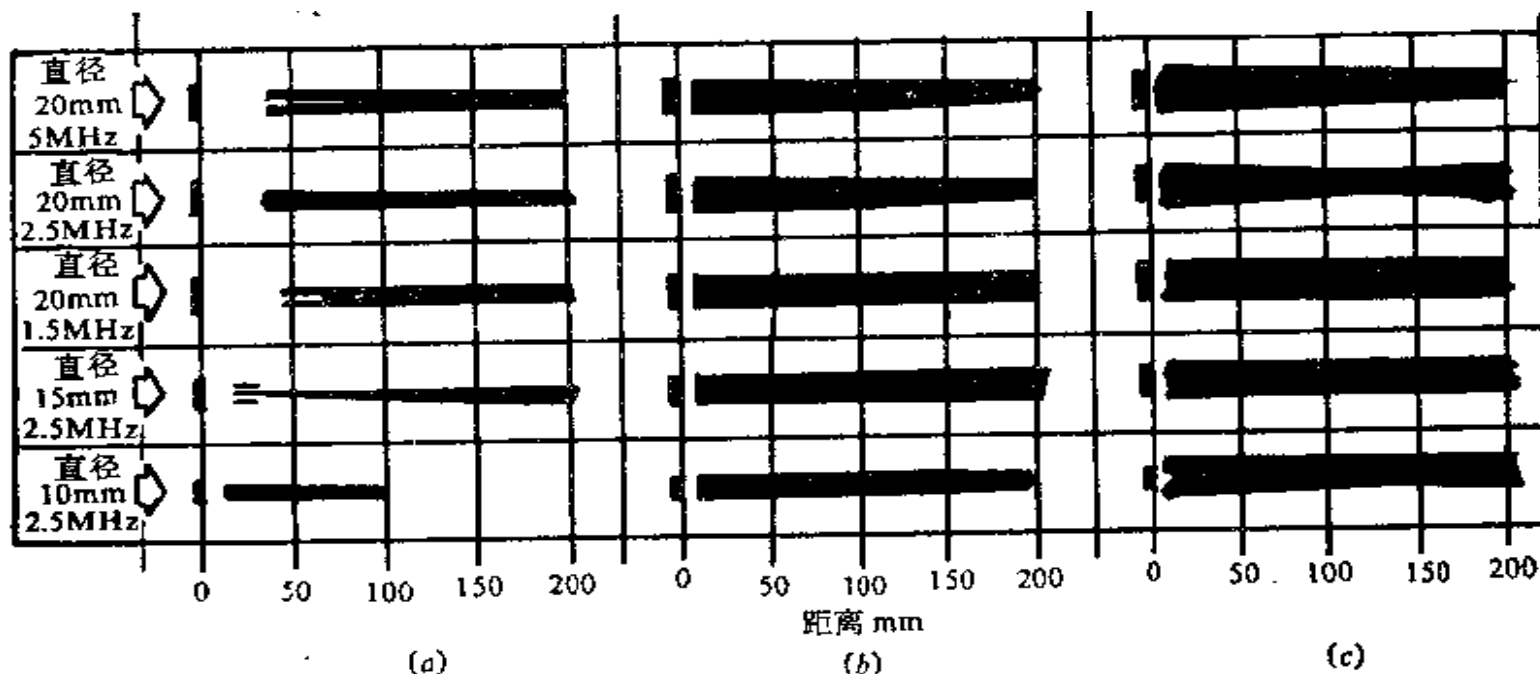


图4-9 动态范围对有效束宽的影响

(a) 10dB (b) 20dB (c) 30dB

三 动态范围和线性范围

2、线性范围

线性范围表示的是医学超声诊断仪中放大器进行线性放大的区域

线性范围大些则增益要适当降低；

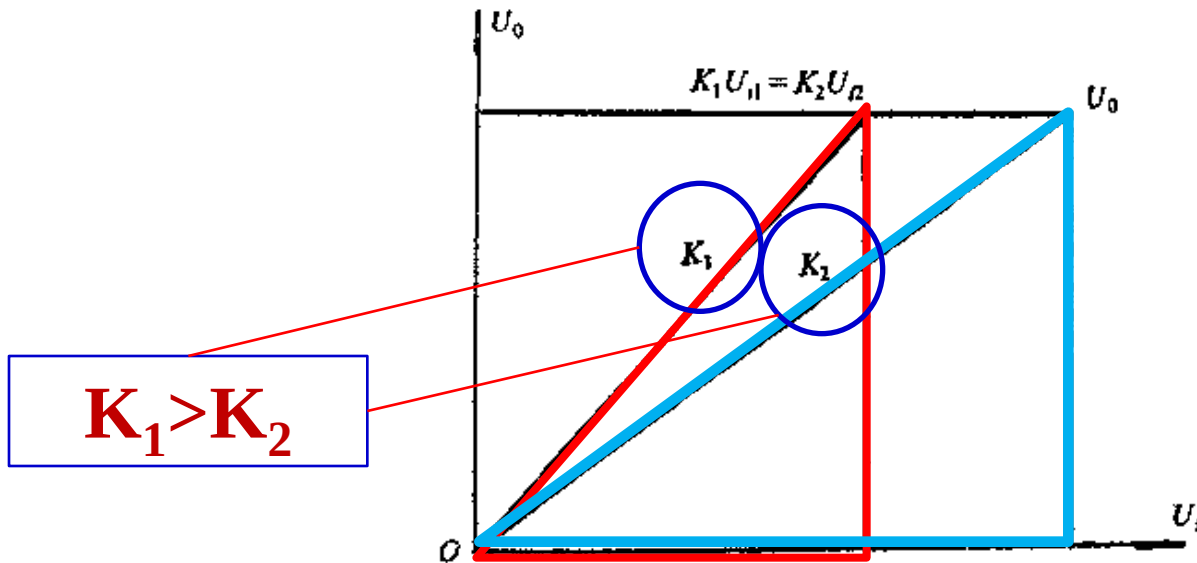


图4-10 放大器的线性范围

三 动态范围和线性范围

2、线性范围

输入信号越小，则仪器的动态范围才愈大，

但是最小灵敏度受到很多因素影响；

- 换能器的灵敏度影响；
- 信号噪声的影响

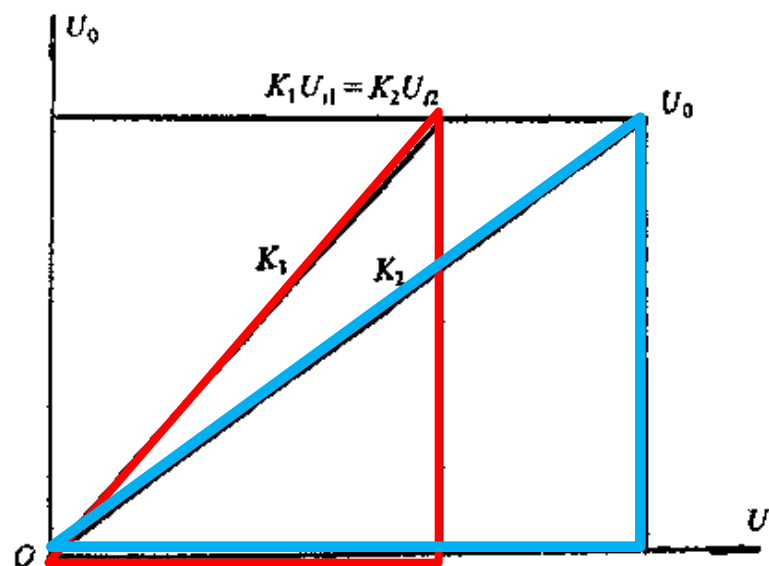


图4-10 放大器的线性范围

三 动态范围和线性范围

2、线性范围

在设计时要综合考虑输入最小信号与灵敏度关系；输入最大信号与放大倍数及输出级输出能力的关系，才能得到最佳的动态范围。

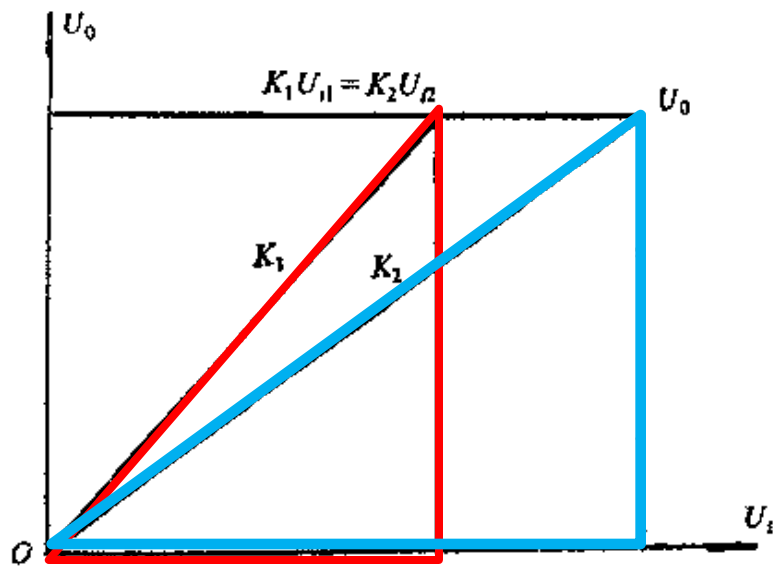
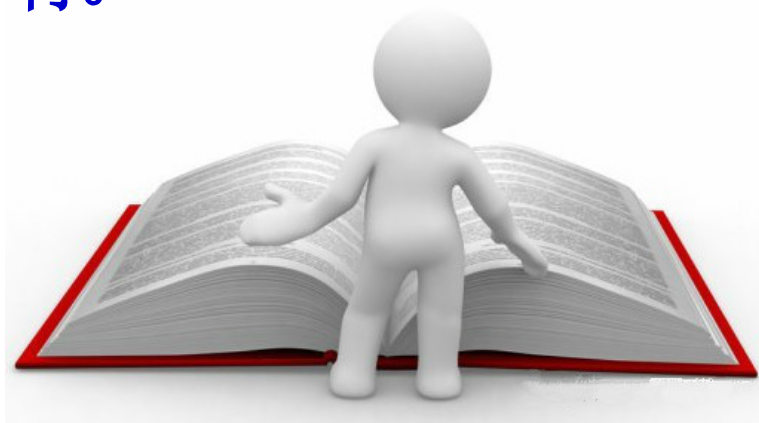


图4-10 放大器的线性范围

四 增益和深度补偿

◆采取增益放大措施的原因：

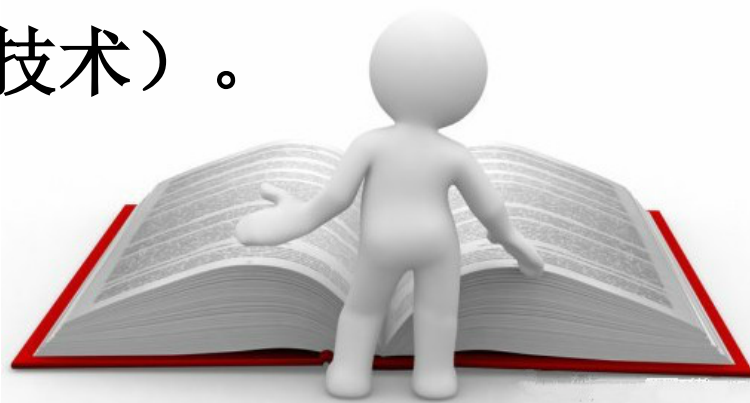
外部大边界反射损耗远大于内部小边界反射损耗；超声波在组织中传播有损耗；深部组织回声比浅表组织回声小。故考虑在不同深度上的组织所引起的衰减对成像的影响。



四 增益和深度补偿

◆深度补偿技术：

超声波在组织内呈指数规律衰减，故需使得近距离回声信号小增益放大，而远距离回声信号大增益放大，最终使得不同距离的回波具有近似相同的电平幅值，且都能在显示器上清楚地显示，这种技术叫深度补偿技术，即时间补偿增益TGC放大技术（是一种非线性放大技术）。



四 增益和深度补偿

深度补偿技术

- ◆ 主要依据组织的衰减值来确定；
- ◆ 扫描增益速率；
- ◆ 不同组织有不同补偿方法；
- ◆ 造成的伪影是回声增强现象或发射增强现象；



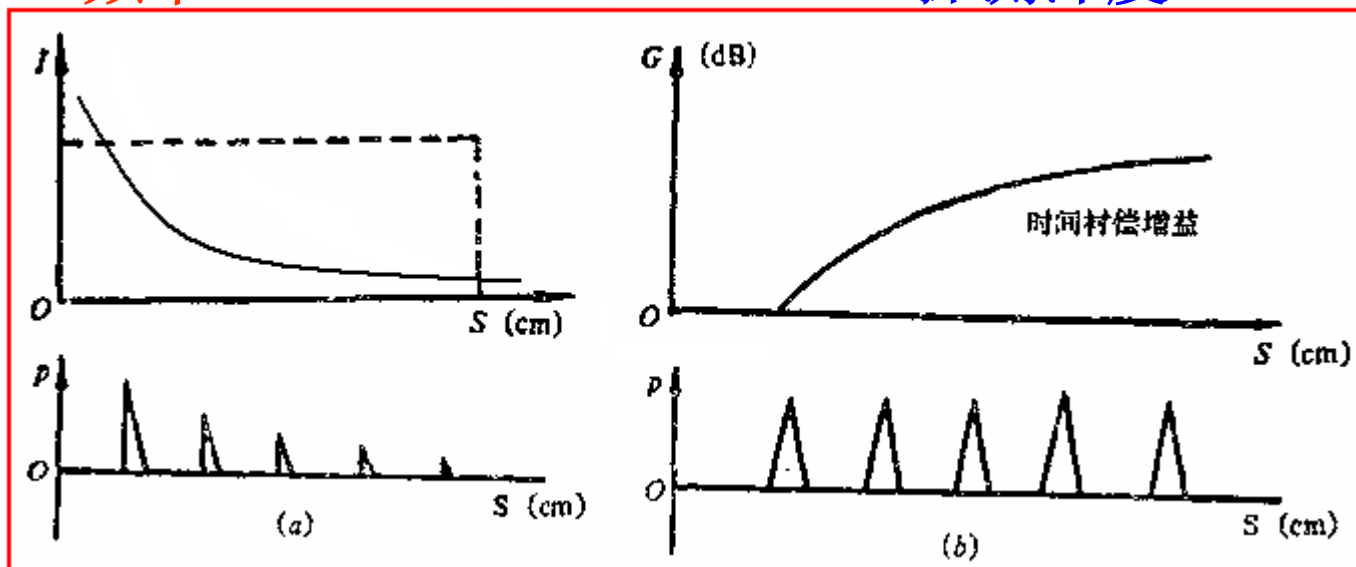
四 增益和深度补偿

◆时间补偿增益的上升速率称为扫描增益速率SGR，要首先知道超声波在该组织中的衰减系数之后才能确定。同时要考虑时间补偿增益的范围，确定补偿数值。

$$SGR = 1.3NS(cm^{-1}MHz^{-1})$$

频率

探测深度



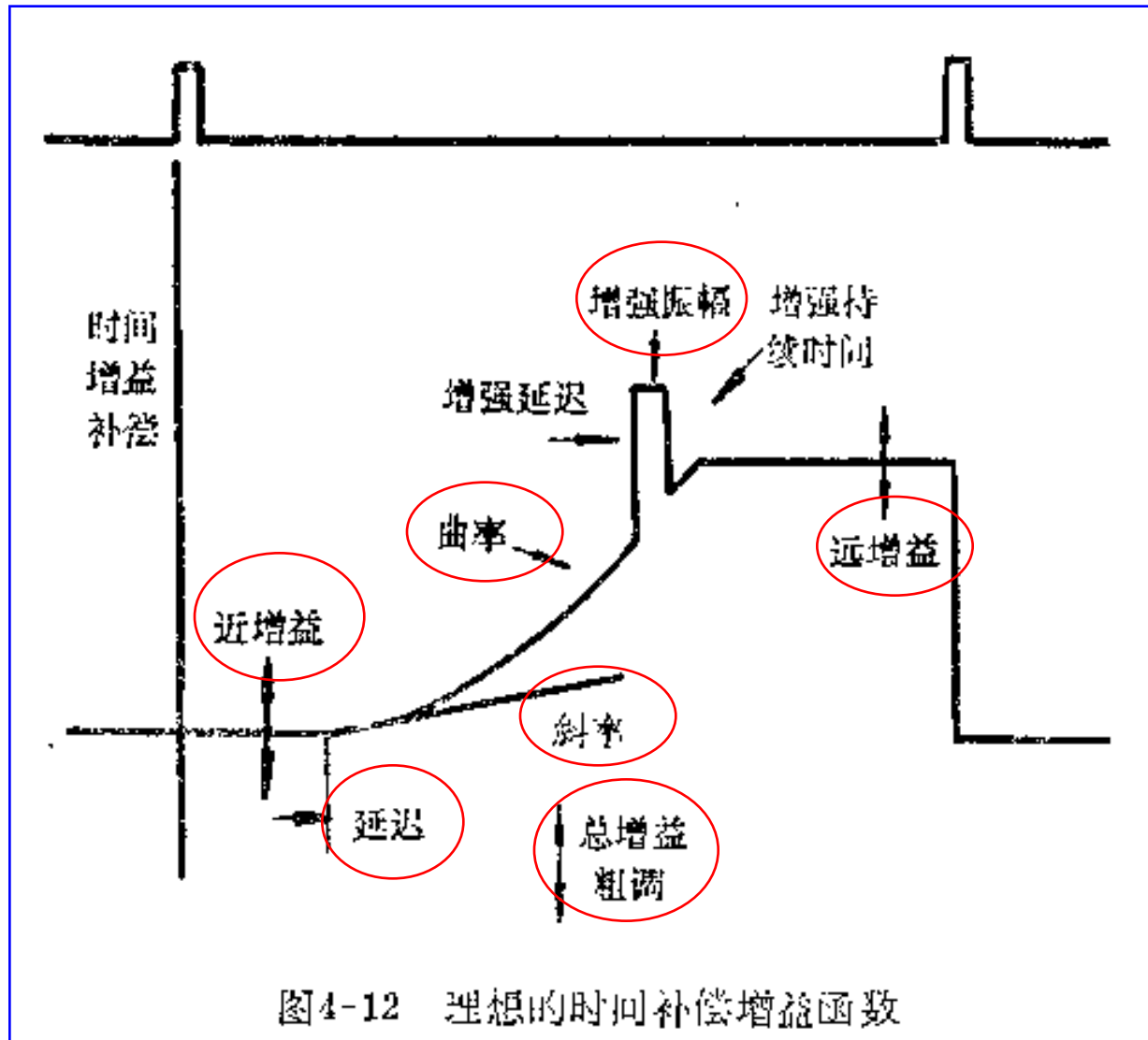
(a) 未作时间补偿增益的回声信号

(b) 采用时间补偿增益后的情况

图4-11 时间补偿增益作用原理

四 增益和深度补偿

理想的时间补偿增益函数（下图）



五 近区特性

放大器阻塞效应：阻容式级间耦合电路在大信号之后出现放大器停止工作或不灵敏的状况，使得近区来的信号检测或不能准确检测不能。（原因一）

放大器阻塞效应：晶体管放大器在大信号之后本身载流子存储时间的存在，导致阻塞时间进一步增大（原因二）

五 近区特性

阻塞时间 τ_0 : 近区信号不能检测或不能准确检测的持续时间称为**阻塞时间**。

$$\tau_0 = RC \ln \frac{U_i}{U_{go}}$$

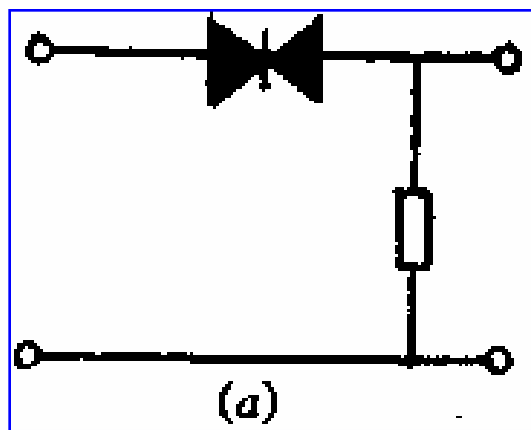
栅极输入级截至偏压

减小**阻塞时间**办法：增大电容或直接耦合
(**调谐放大**)或降低电路增益。

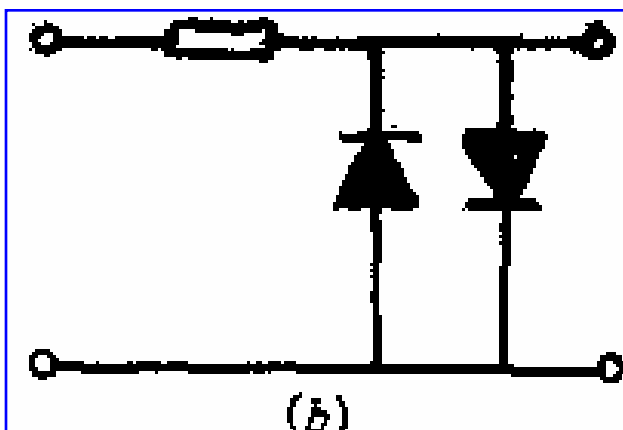
五 近区特性

放大器阻塞效应：晶体管放大器在大信号之后本身载流子存储时间的存在，导致阻塞时间进一步增大（原因二）

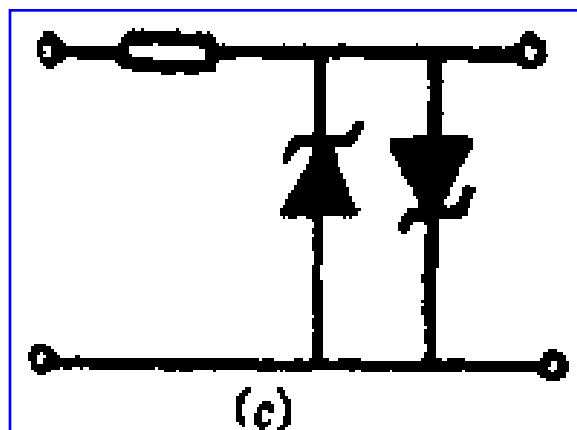
解决办法：采用相应保护电路。如下图



(a) 反向串联二极管



(b) 并联二极管



(c) 并联齐纳二极管

图4-14 双向限幅保护电路

六 同步控制要求

脉冲回声类超声诊断仪中各种功能电路的协同动作由同步信号加以控制。

三类同步信号电路：

◆**比率发生器**：产生触发脉冲来控制系统的**重复频率**。

◆**延时发生器**：例如利用相当于超声脉冲固定长度的时间间隔来**延迟触发脉冲**和**产生选通脉冲**。

◆**时标发生器**：把被测信号的变化过程以亮、暗段划分方式显示在屏幕上。

六 同步控制要求

几种在同步电路设计中用到的信号选通开关电路

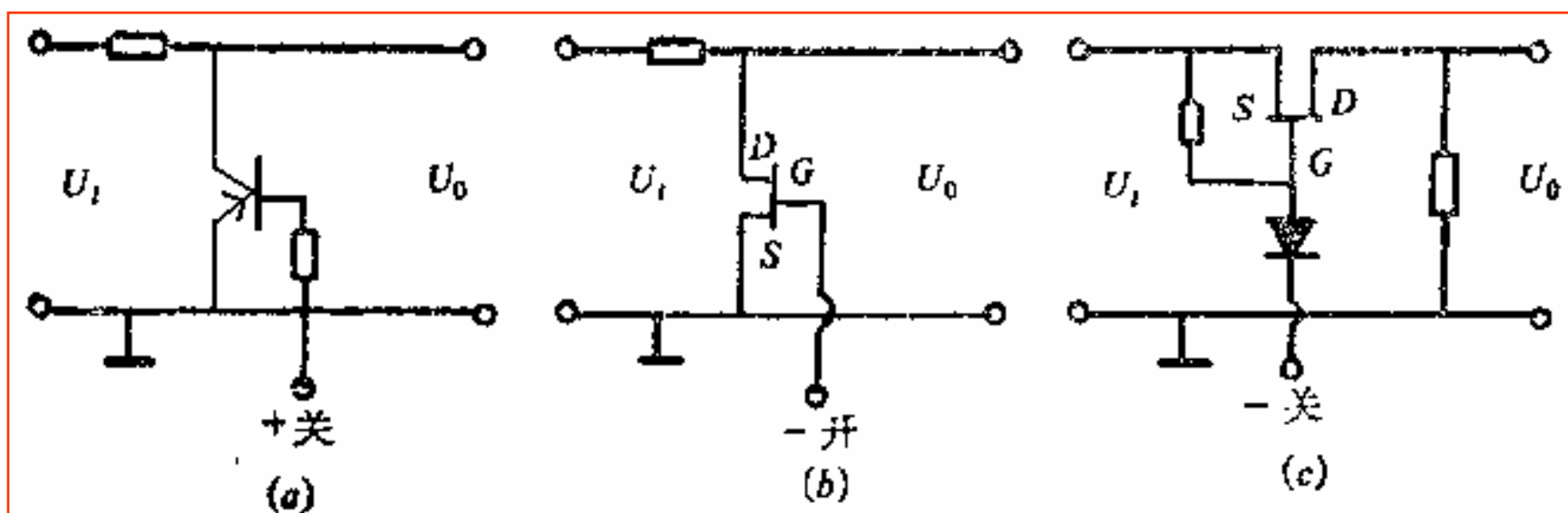


图4-16 信号选通开关电路原理

(a) 双极管 (b) 场效应管 (c) 场效应管串联选通

七 医学超声仪器的分辨率

一、空间分辨力

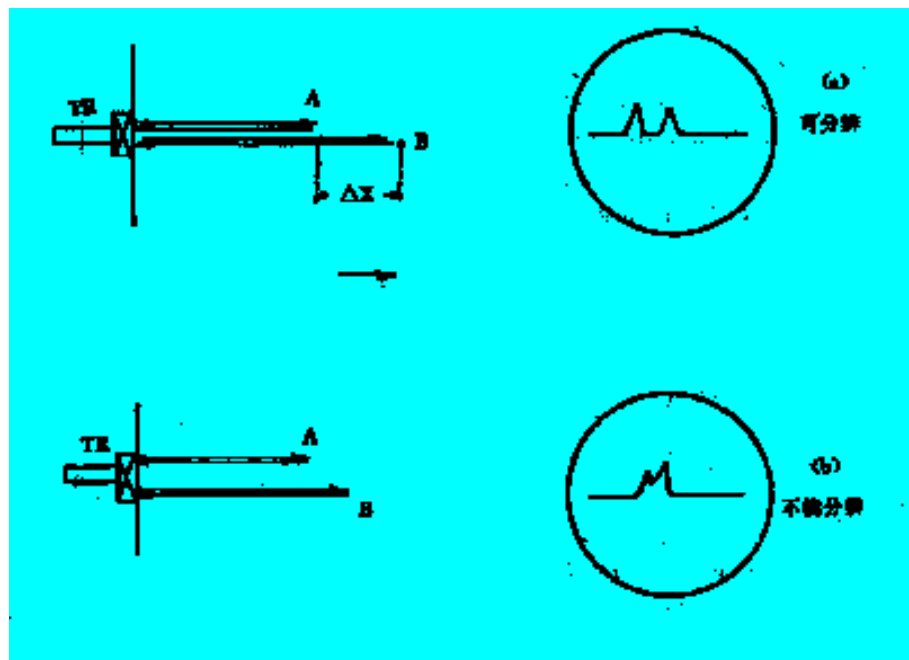
1. 纵向分辨力

定义： 超声传播方向上两界面回波不重叠时的最小距离。

常用纵向可分辨两界面间最小距离 ΔR 衡量

$$r_a = \Delta R = \frac{1}{2} c \tau_e$$

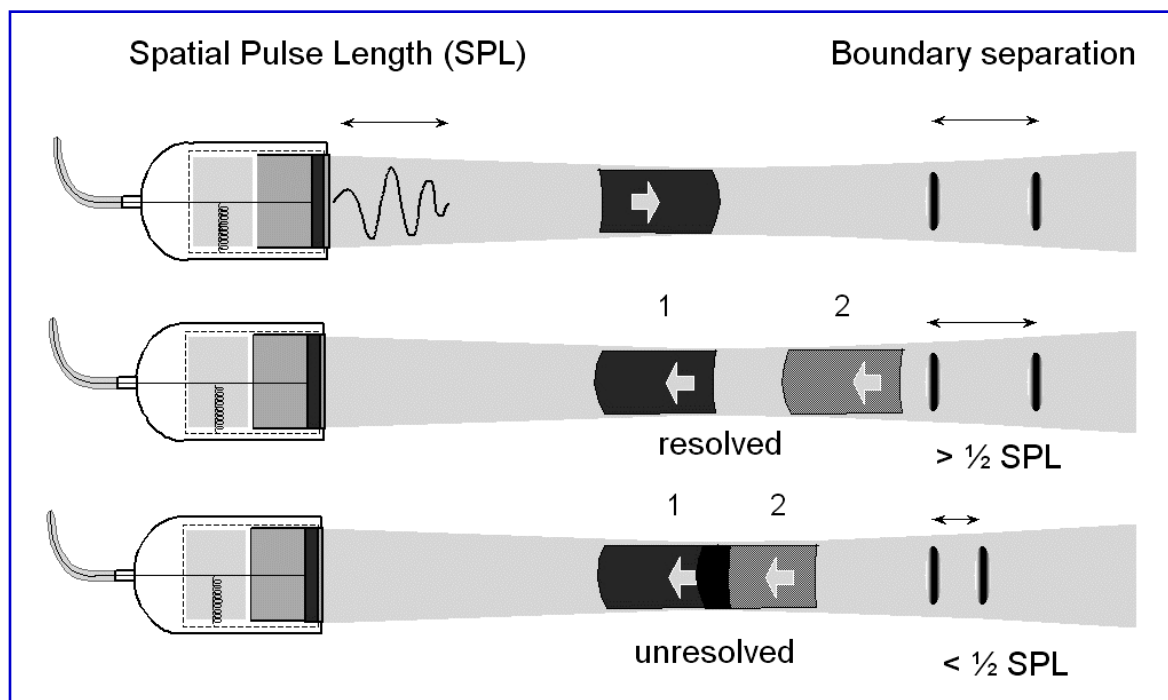
脉冲持续时间



1、纵向分辨率

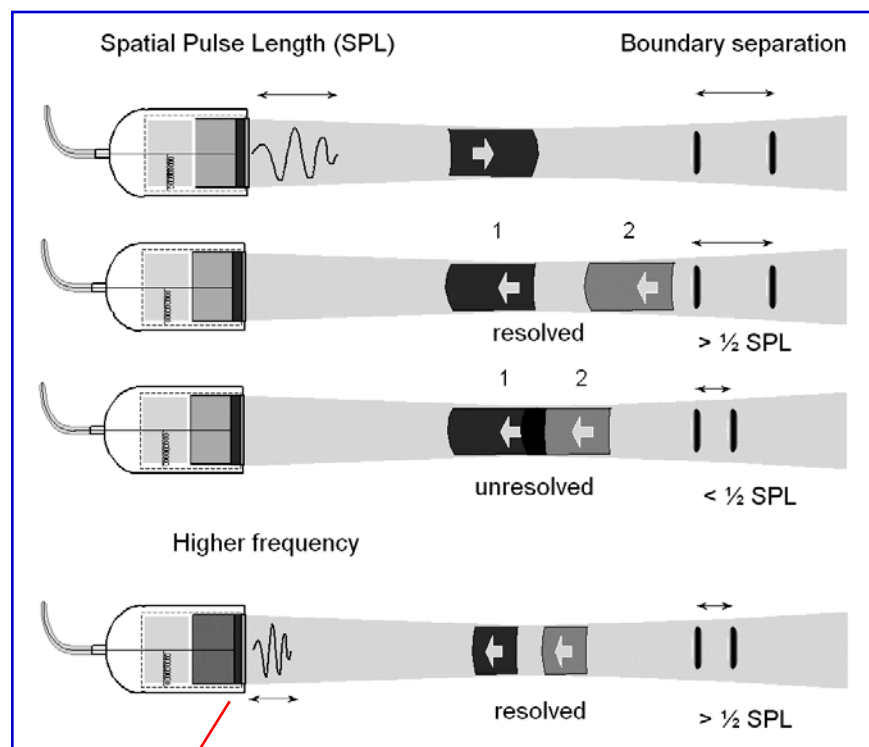
纵向分辨率用以区分在超声束轴线上两物体的能力（返回回波没有重叠）。

两个边界的所需最小分辨距离须大于 $\frac{1}{2}$ 空间脉冲长度 SPL，典型的纵向分辨率为0.5 mm。



1、纵向分辨率

- ◆ 高频减少SPL, 提高纵向分辨率, 但是散射也增加了;
- ◆ 轴向分辨率随深度保持不变。



Higher frequency reduces SPL, improving AR

1、纵向分辨率

提高纵向分辨力的途径：

$$f \uparrow \rightarrow \tau_e \downarrow \rightarrow \Delta R(d) \downarrow \rightarrow r_a \uparrow$$

$$\left(d = \Delta R = \frac{1}{2} c \tau_e \right) \text{ 又称为最小探测深度}$$

盲区： 最小探测深度以内的距离

缩短盲区的方法：

$$\tau_e \downarrow$$

缺点： 降低了超声回波能量。

弥补方法： 提高超声发射频率。

不利因素： 当频率上升时，衰减增大，导致穿透距离下降。

轴向分辨率受系统增益影响很大!

显示器
无显示

$$\tau_e = 1.6 \mu s$$

$$\Delta R = 1.2 mm$$

$$r_a = 1.5 \lambda$$

$$\tau_e = 2.7 \mu s$$

$$\Delta R = 2.0 mm$$

$$r_a = 2.5 \lambda$$

$$\tau_e = 3.5 \mu s$$

$$\Delta R = 2.6 mm$$

$$r_a = 3 \lambda$$

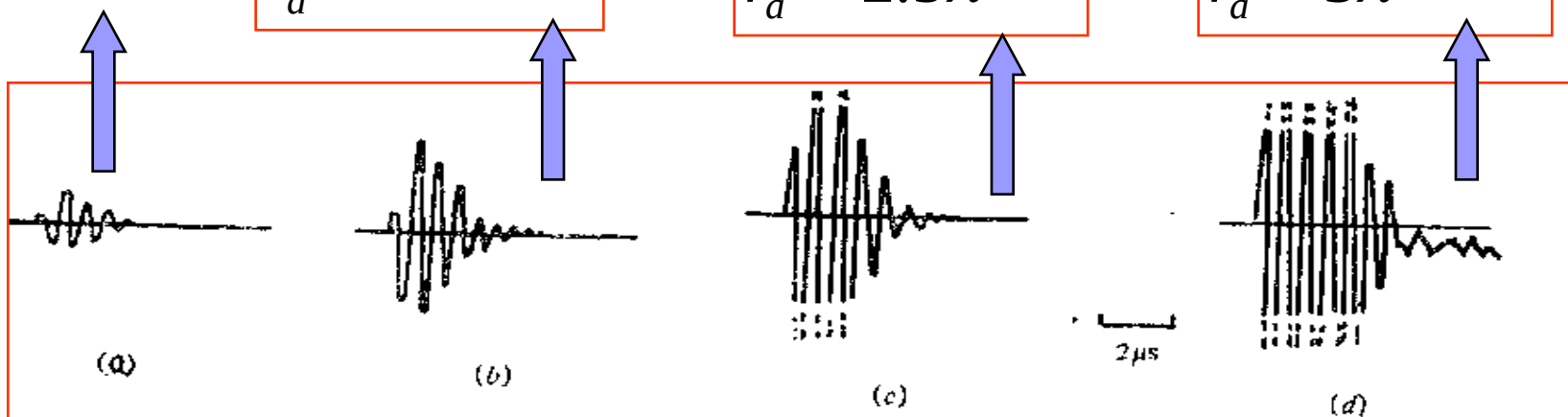
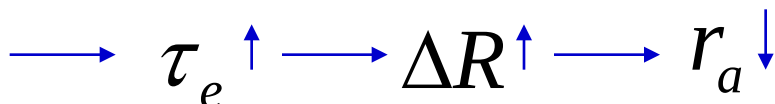


图4-17 不同增益时的典型接收回声脉冲波形

(a) 1dB (b) 10dB (c) 20dB (d) 30dB

结论:

增益A ↑



七 医学超声仪器的分辨率

2. 横向分辨率

定义：指与超声束相垂直的平面上，超声波能分辨两个小物点距离的能力。

$$r_w = \Delta w_e = \Delta Y \rightarrow \text{超声波有效束宽}$$

$\Delta Y < \text{两物点间距离}$ 时，两物点形成两个反射波，**能**分辨。

$\Delta Y = D$ 时，两物点**刚好能**分辨；

$\Delta Y > D$ 时，两物点形成一个反射波，**不能**分辨；

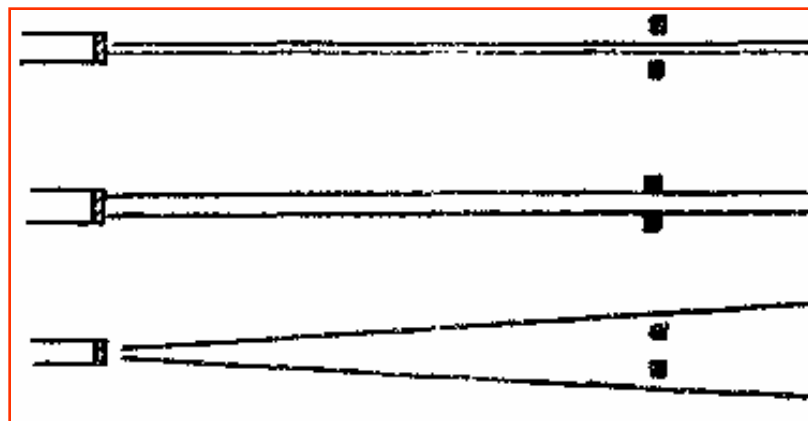


图4-18 声束宽度对于侧向分辨率的影响

七 医学超声仪器的分辨率

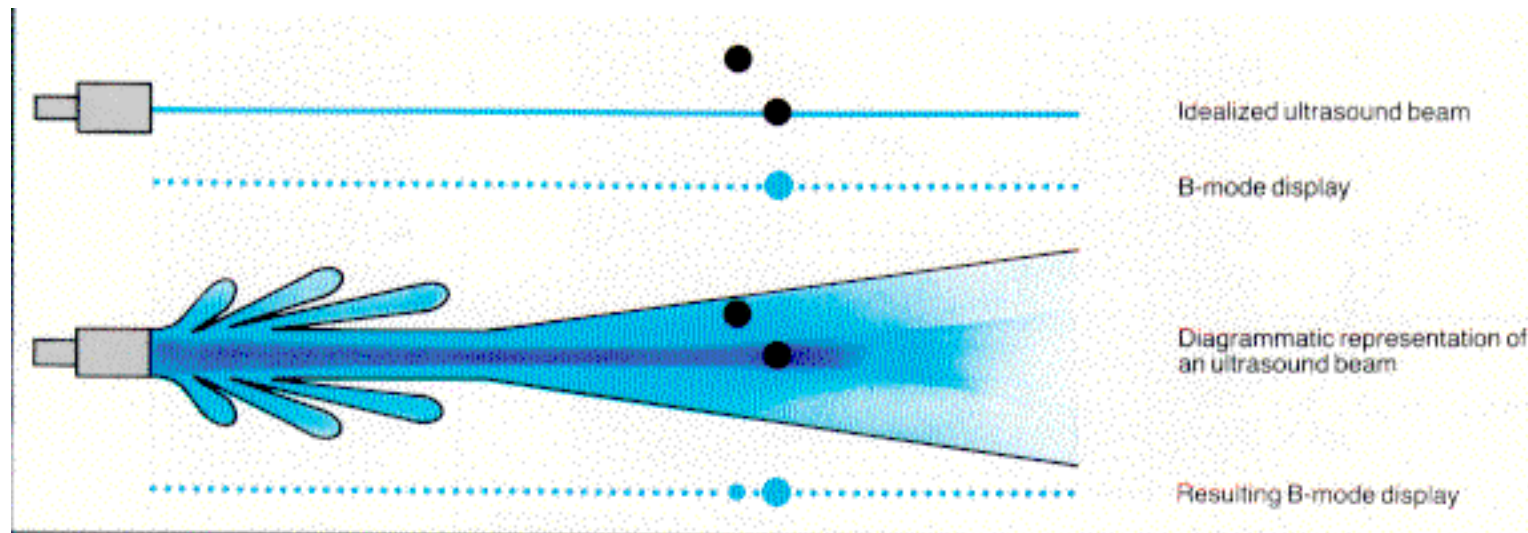
2. 横向分辨率

理论证明 圆形晶片产生的超声束

$$\Delta Y = 1.2 \frac{\lambda x}{a}$$

式中， x : 两物点到晶片表面距离；
 a : 晶片半径

结论：随距离 x 增大， ΔY 增大，横向分辨率降低



七 医学超声仪器的分辨率

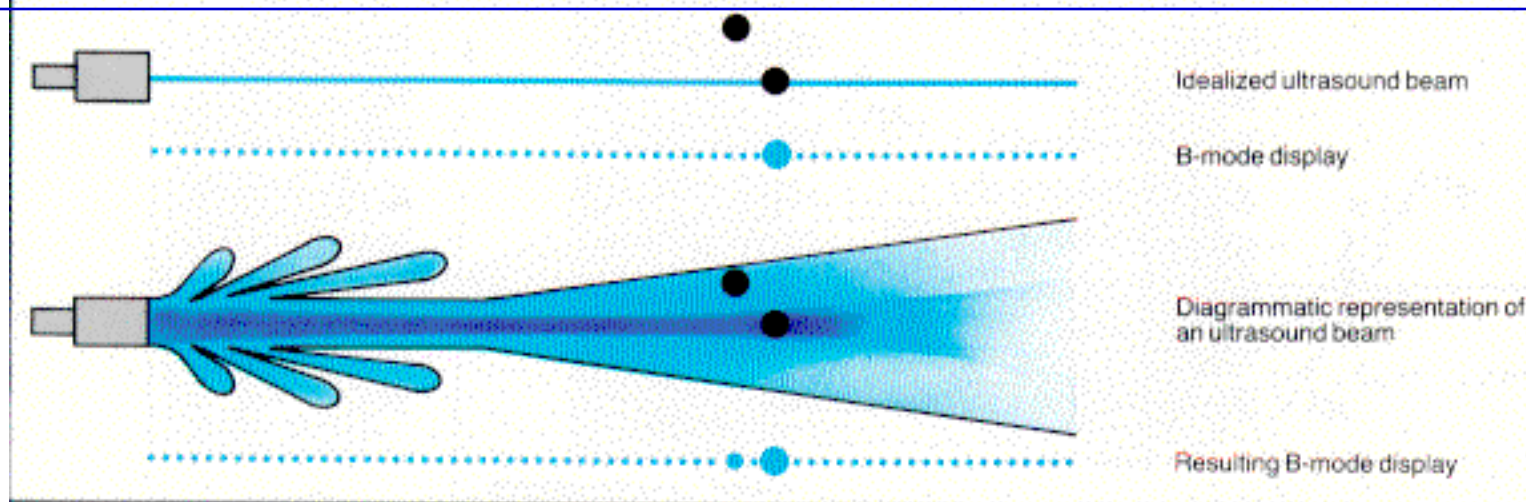
2. 横向分辨率

聚焦型探头

$$r_w = 1.2 \frac{\lambda f}{a} \rightarrow \text{焦距}$$

结论： 缩短焦距，可提高横向分辨率。

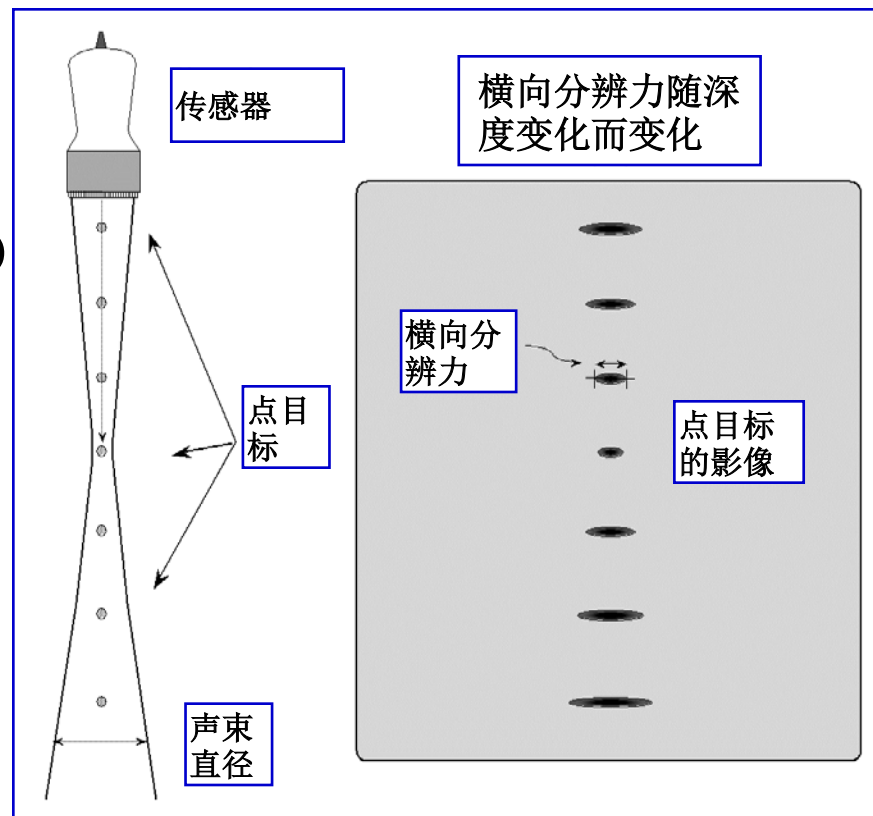
结论： 不论园形晶片还是聚焦探头，当超声频率增大，横向分辨率都将提高 。



七 医学超声仪器的分辨率

2. 横向分辨率

- ◆ 与超声束相垂直的平面上，超声波能分辨两个小物点距离的能力决定于声束的宽度（直径）
- ◆ 典型的横向分辨率（非聚焦状态）为 2 - 5 mm，随深度的不同有变化
- ◆ 采用聚焦的办法可以可以提高横向分辨率，
- ◆ 减小焦距可以提高横向分辨率



七 医学超声仪器的分辨率

3 、空间分辨率

是超声检测所能识别的**最小空间体积**，通常以**空间分辨率单元**来定义，在分辨率单元内只能提取一个有用的脉冲回声信号。

分辨率单元轴向长度等于超出阈值电平以上的回声包络的持续时间，**直径**等于波束的有效束宽。

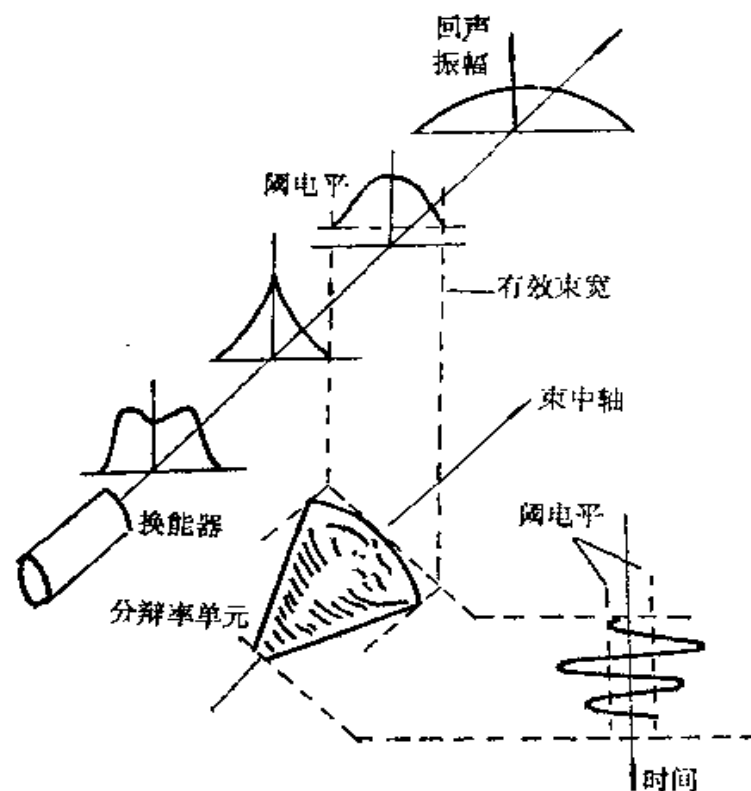
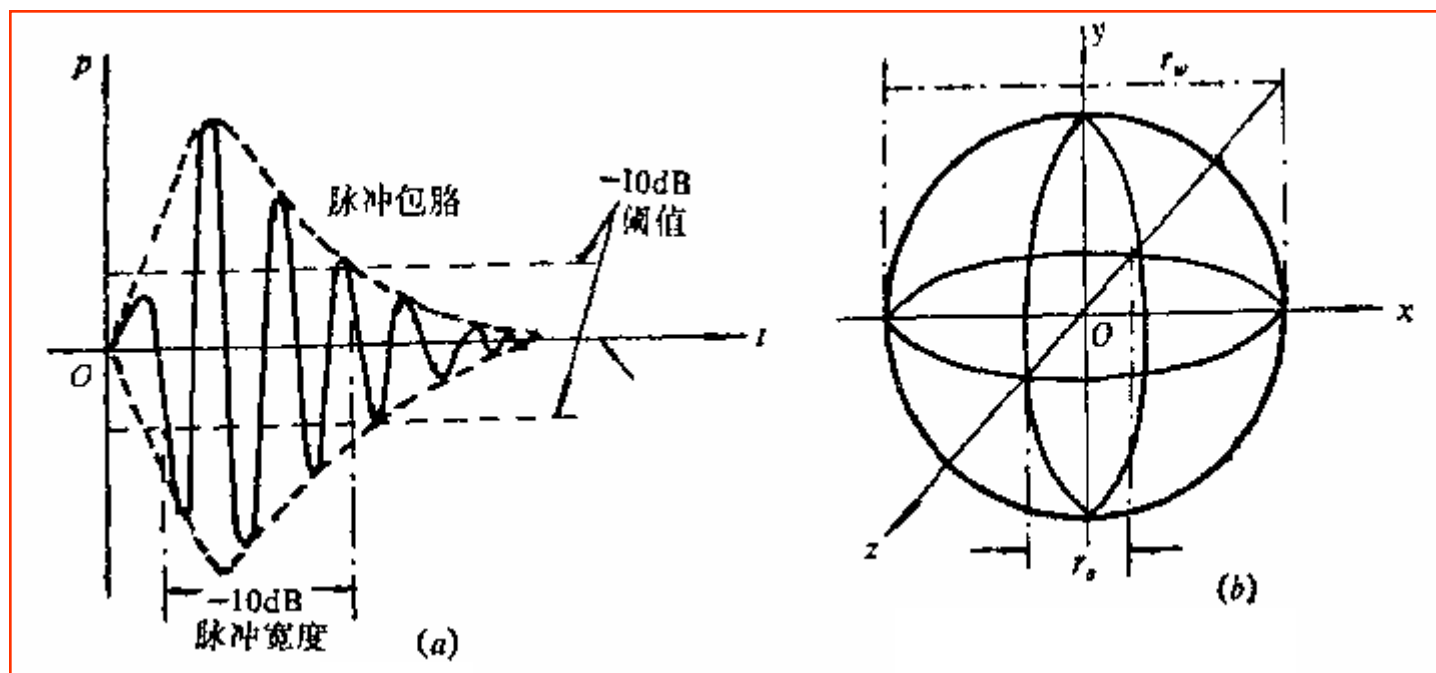


图4-19 脉冲回声系统分辨率单元

七 医学超声仪器的分辨率

4、医学超声诊断仪的分辨率

◆ 经过阈值限制后的超声脉冲将消除波纹尾部，得到视在分辨率，是一个扁平的椭球体。



(a) 脉冲包络 (b) 视在分辨率单元

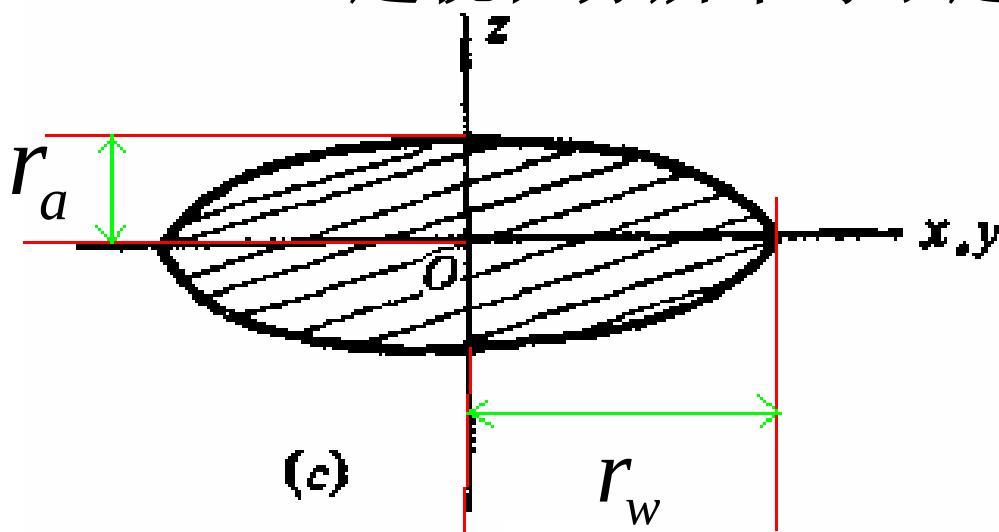
图4-20 视在分辨率单元

七 医学超声仪器的分辨率

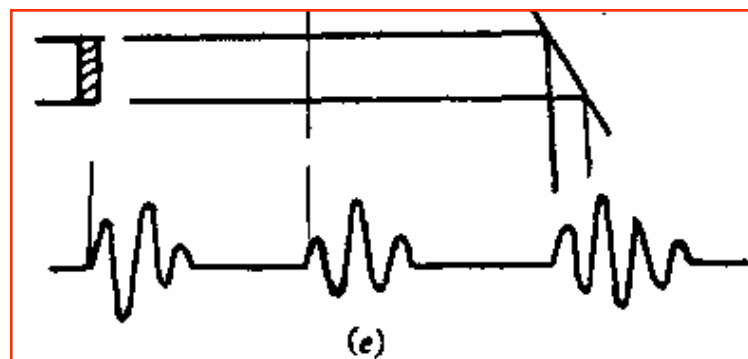
4、医学超声诊断仪的分辨率

◆ B超显示的是2-D断层图像，实际上显示的是分辨率单元中的一个截面。

◆ A、M超视在分辨率等于超声束的轴向分辨率。



(c) B型超声图像的分辨率



(e) A型和M型超声诊断仪分辨率

七 医学超声仪器的分辨率

5、时间分辨率极限

时间分辨率是指在同一区域进行的相邻两次回波观测的最小**时间间隔**，时间分辨率取决于组织声速和探测深度。

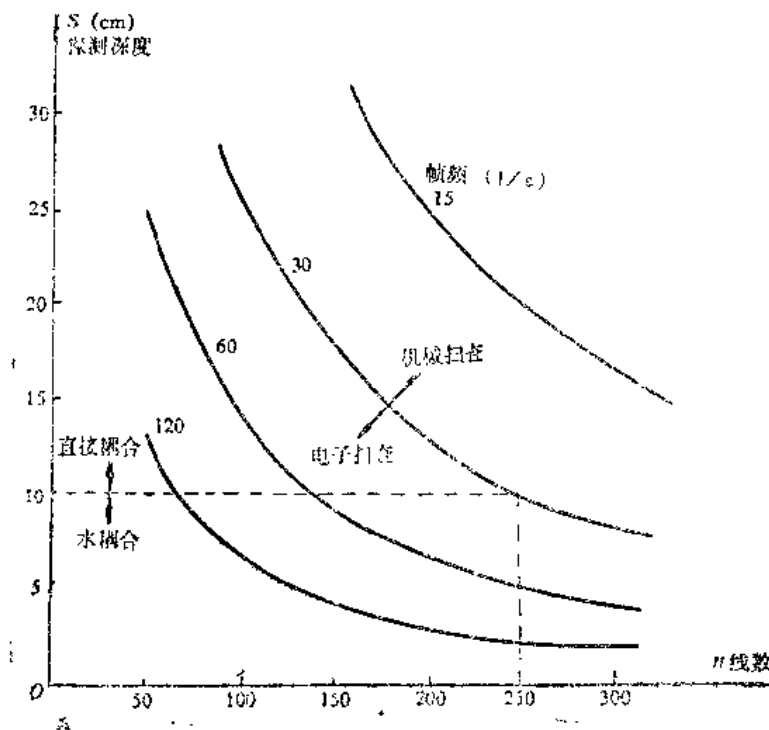


图4-21 帧频、线数与穿透深度的关系

八 对比度

对比度：简单些的定义是显示器的最白亮度与最黑亮度的比值。

- ◆ 超声脉冲回声类医学成像中，主要取决于衰减和纹理特性；
- ◆ 反射特性主要取决于声阻抗；
- ◆ 大尺寸时镜像反射，反射量与入射方向、界面特性有关；
- ◆ 物体尺寸比较小时，反射主要是散射形式，与频率有关；

$$r_1 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

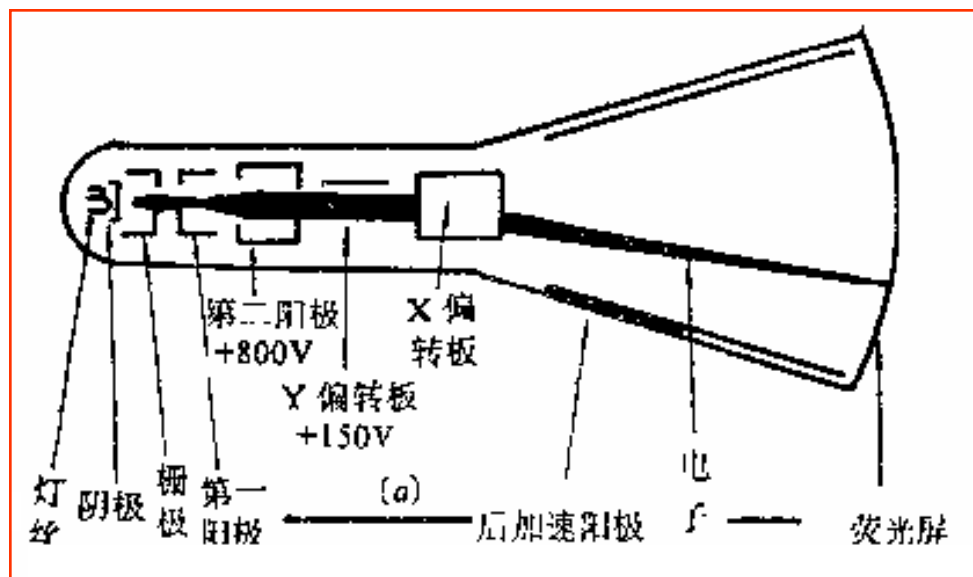
或

$$Lr_1 = 10 \lg r_1 = 20 \lg \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)$$

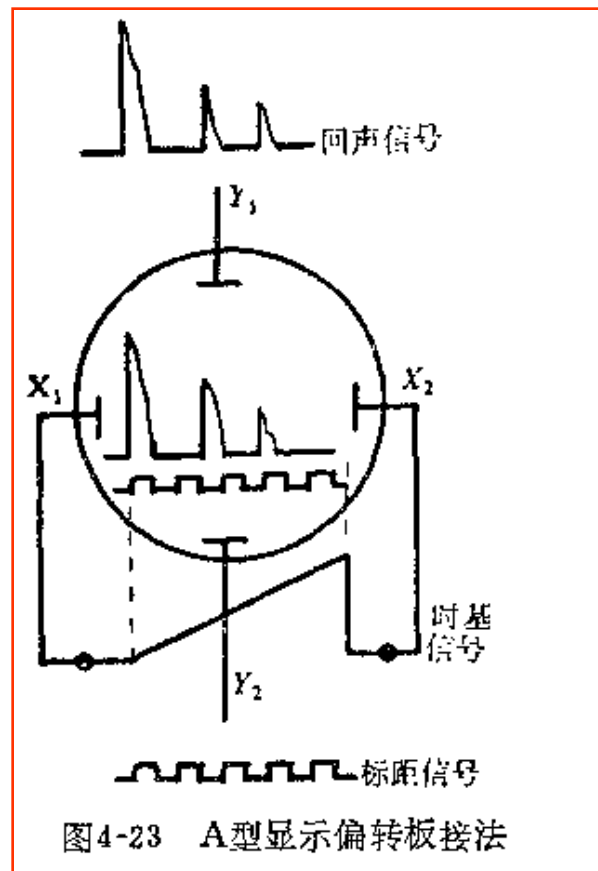
§ 3 显示器选择

静电式阴极射线管CRT

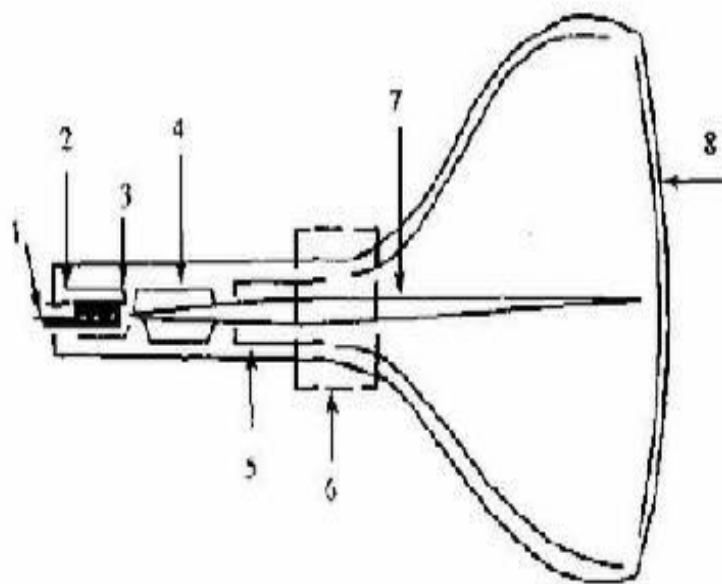
三大组成部分：电子枪、偏转系统、荧光屏



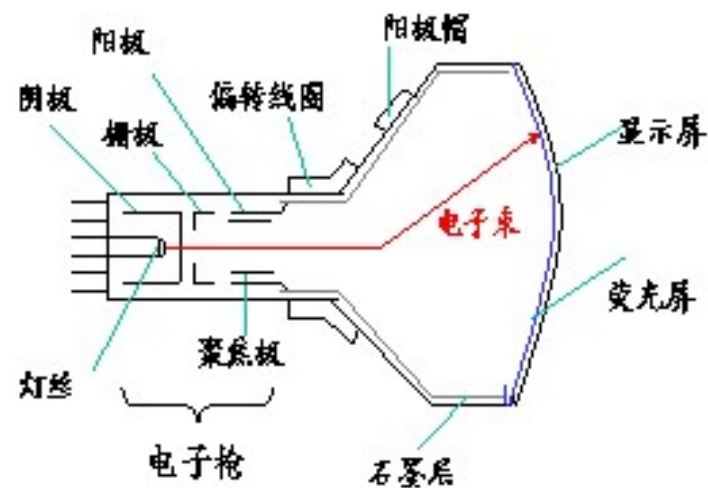
(a) 静电式阴极射线管

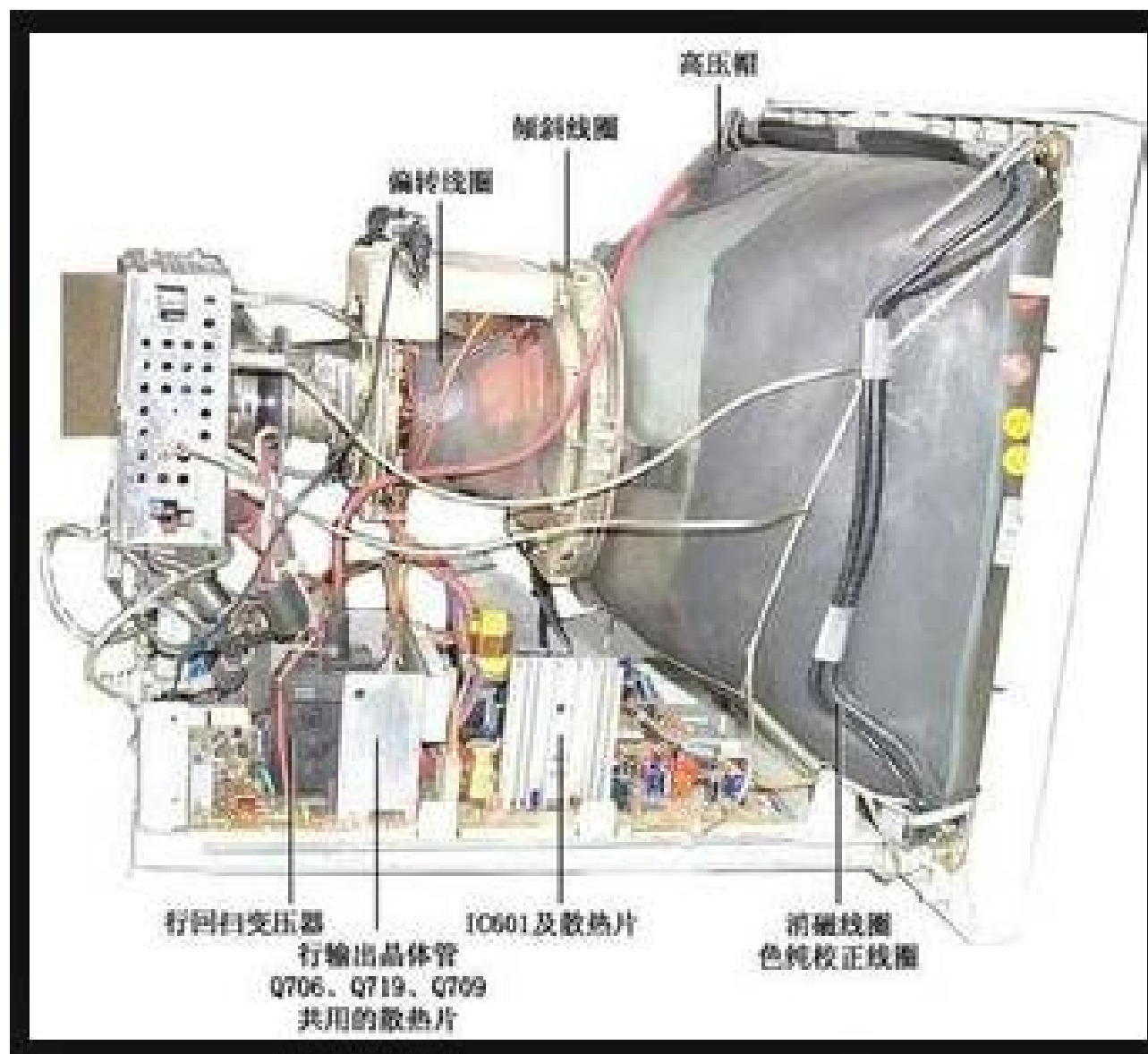


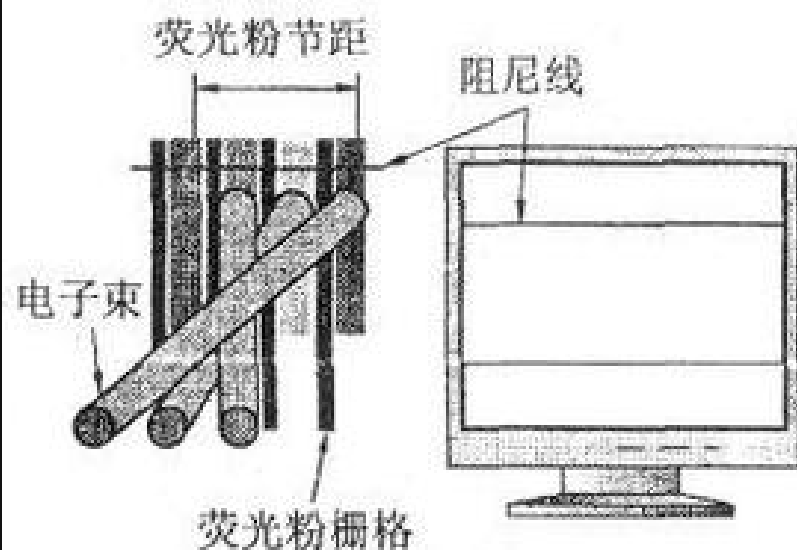
电磁式阴极射线管CRT



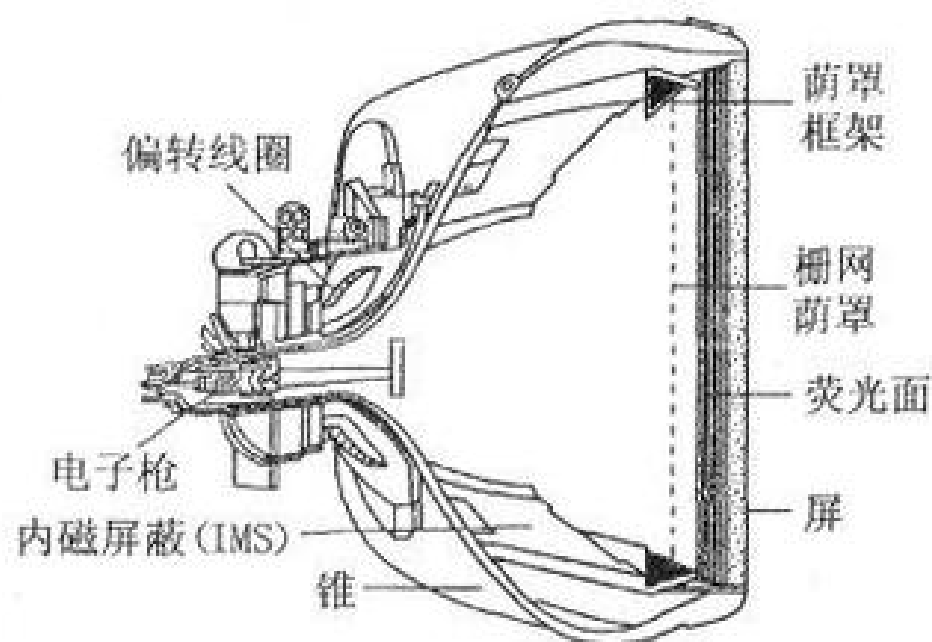
1. 灯丝; 2. 阴极; 3. 控制极; 4. 加速极; 5. 聚焦极; 6. 高压阳极; 7. 电子束; 8. 玻壳



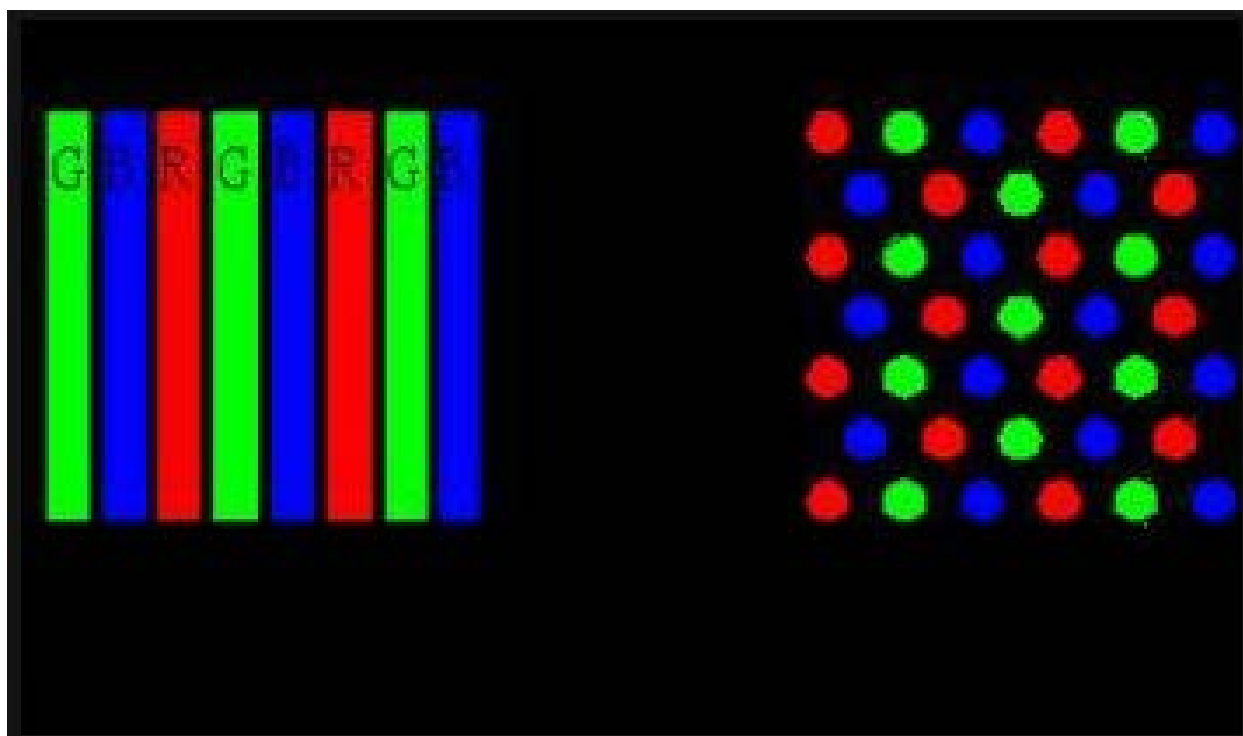




(a) CRT 型彩色显像管选色原理



(b) CRT 型彩色显像管结构



二 电子存储管

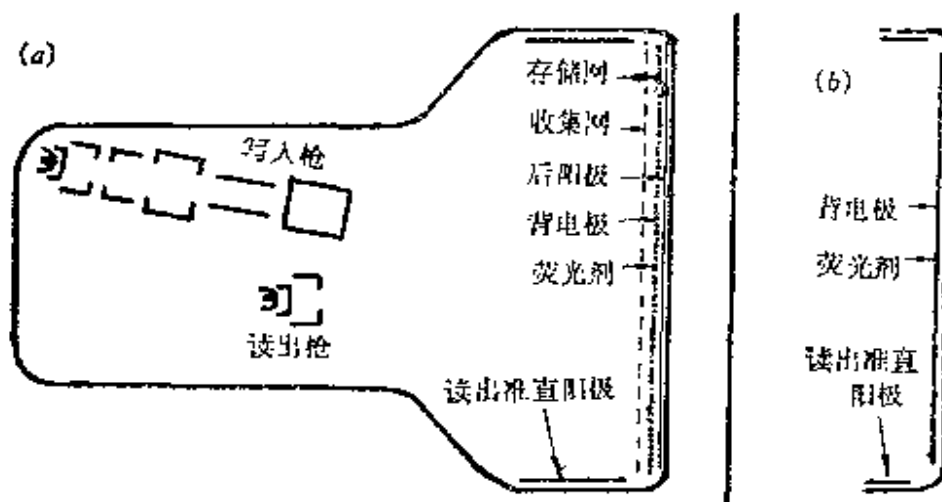


图4-24 直观电子存储管结构图
(a) 发射控制型 (b) 两态控制型

三 扫描转换存储管

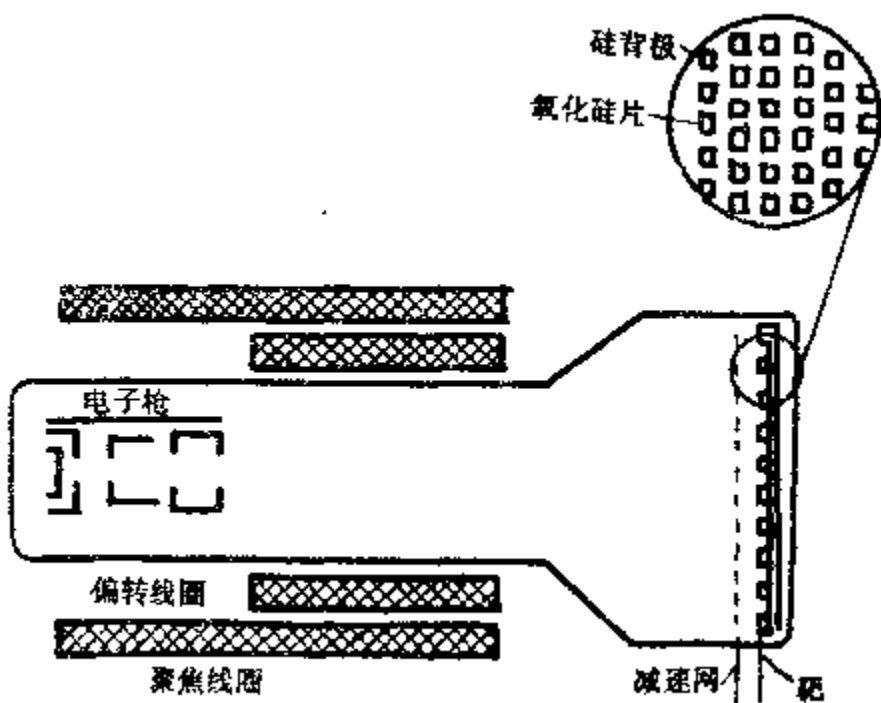


图4-25 典型的单端扫描转换记忆管

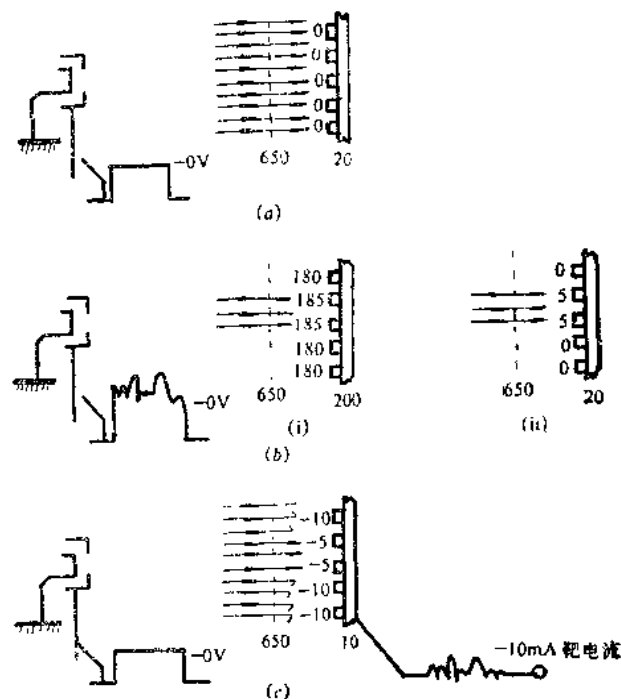


图4-26 扫描转换管工作原理

(a) 抹迹 (b) 写入 (c) 读出

四 灰阶和彩色显示

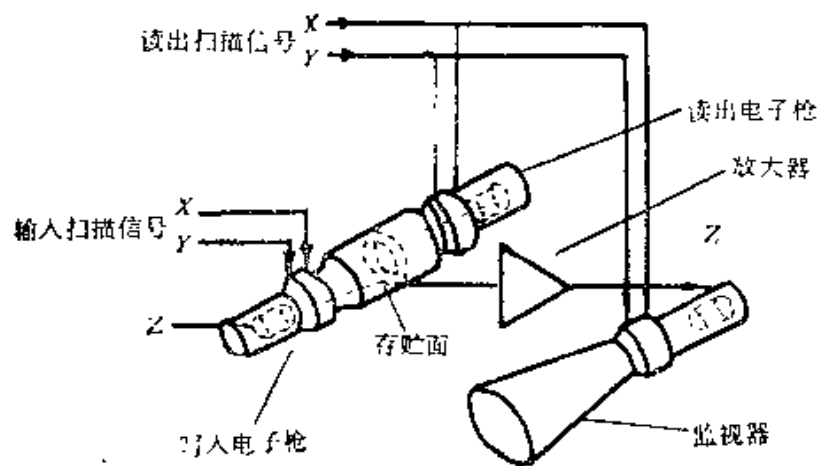


图4-47 扫描转换管与电视监视器联用

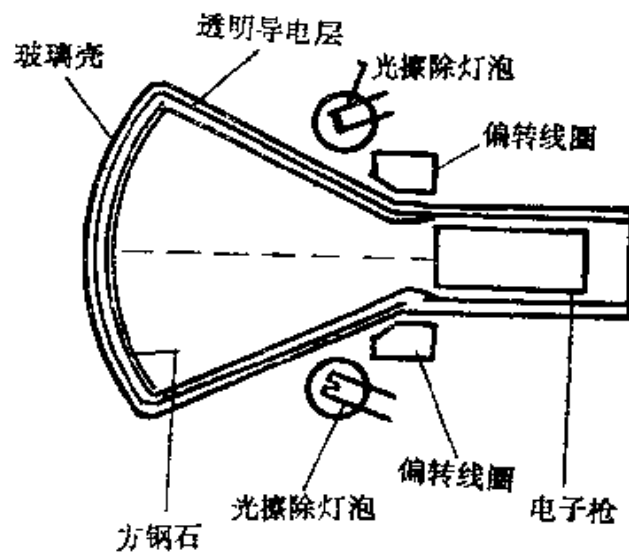


图4-28 变色存储管结构

- 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。

标准

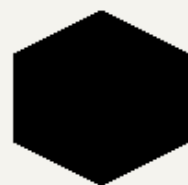
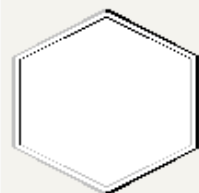
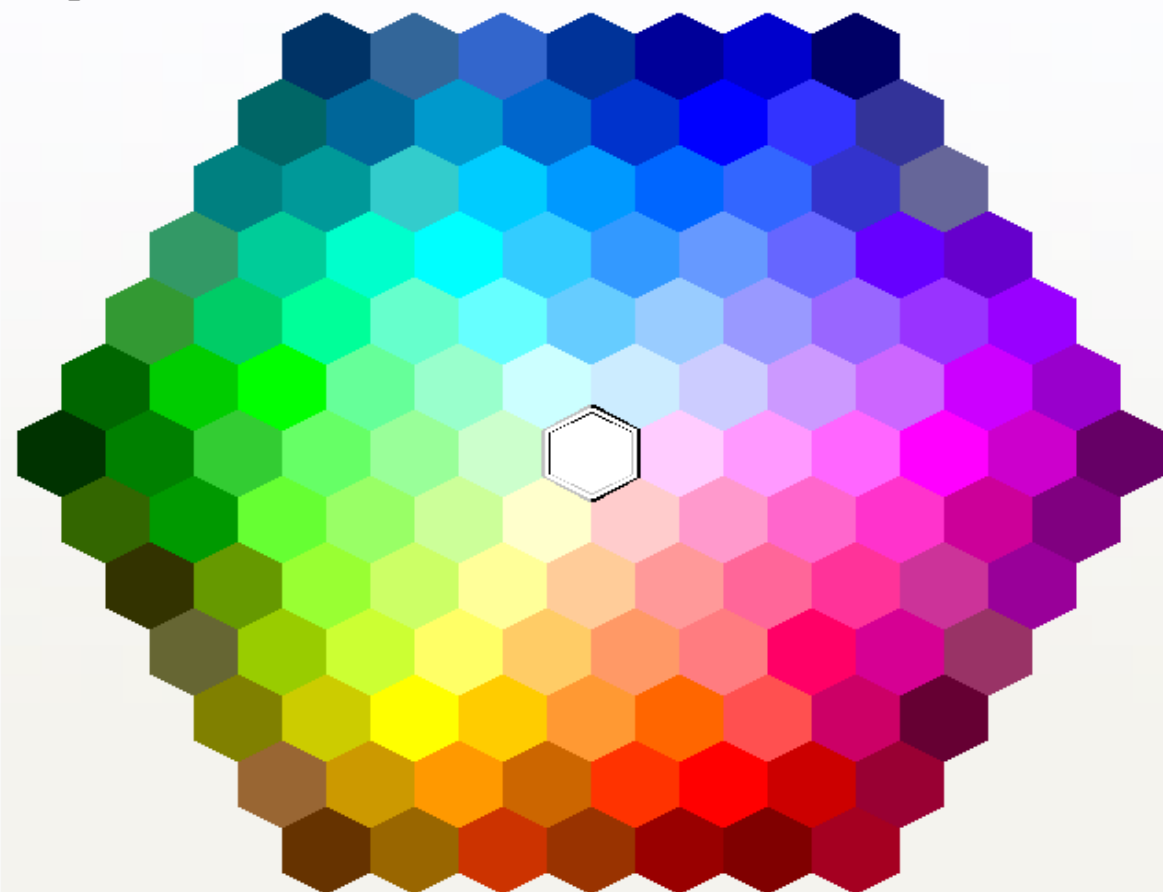
自定义

颜色 (C):

确定

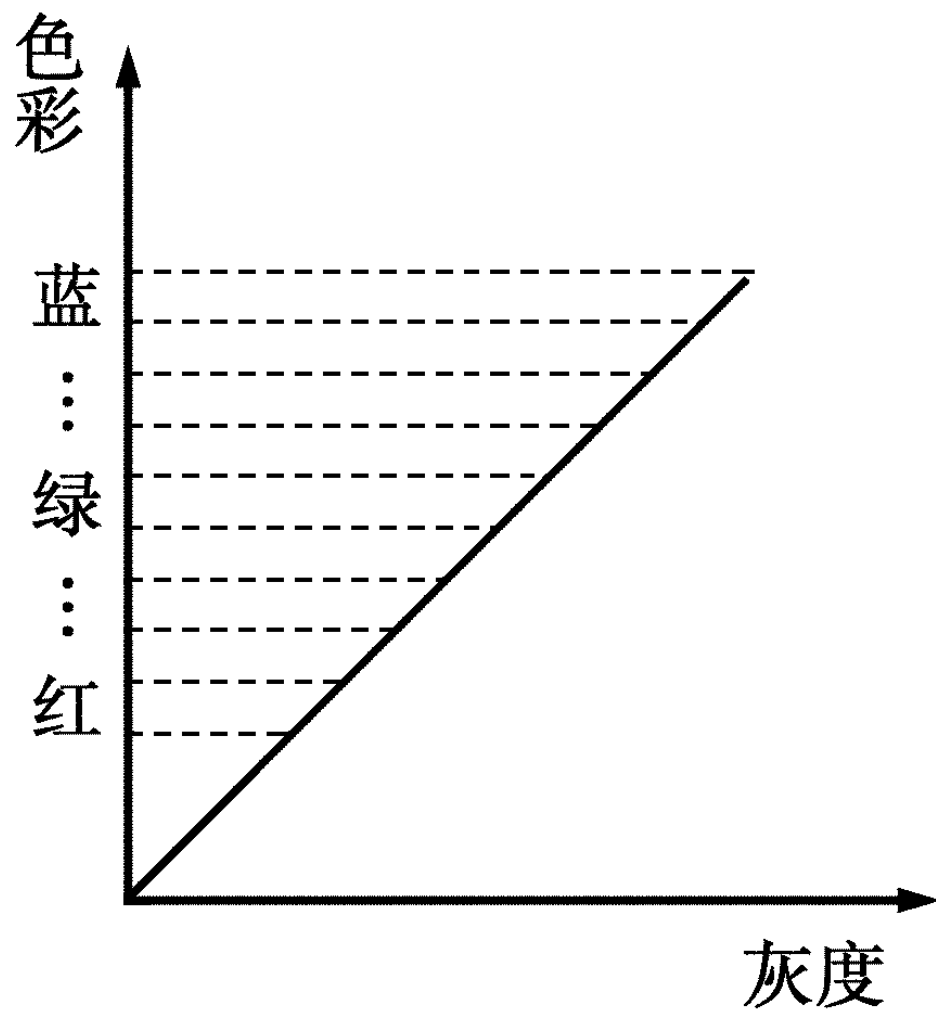
取消

预览 (P)



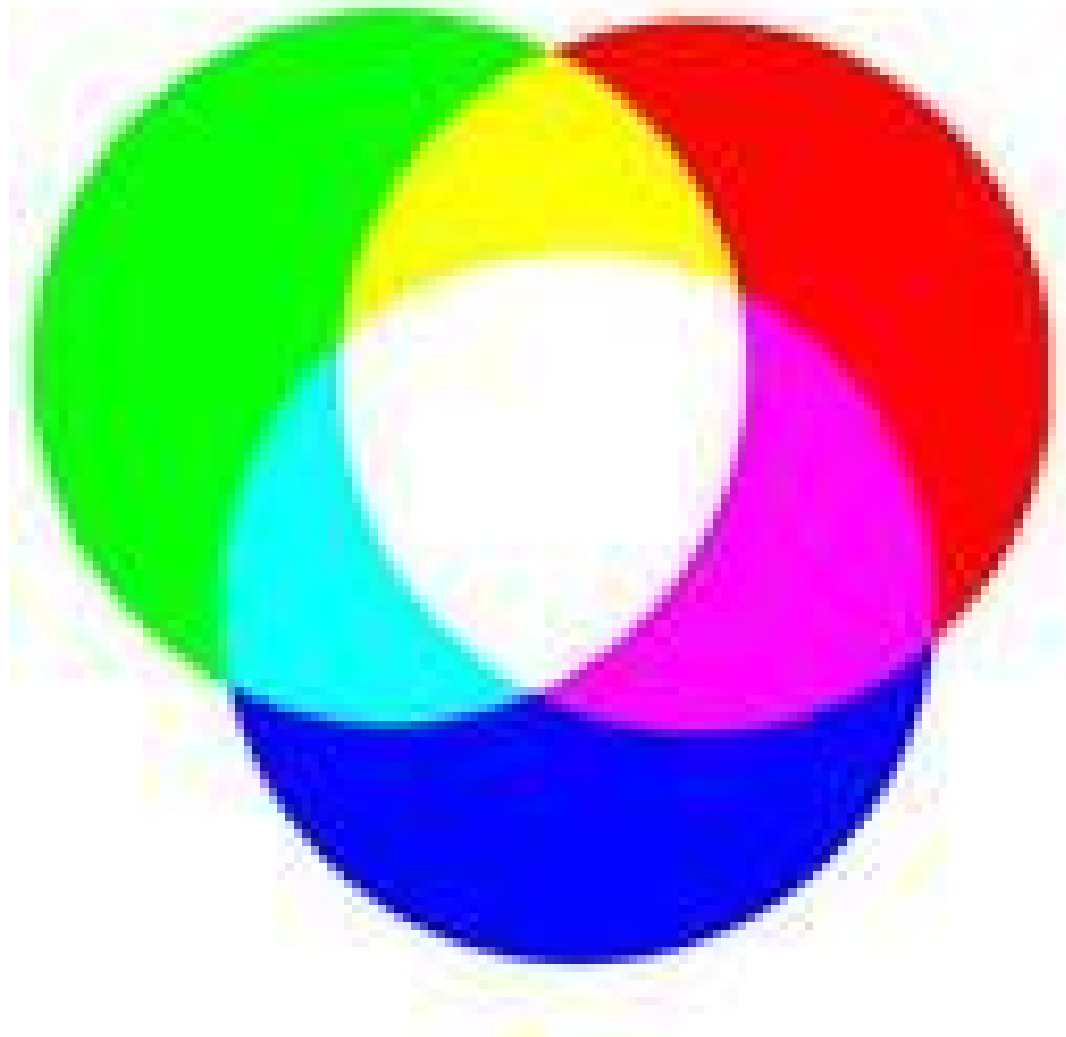
新增



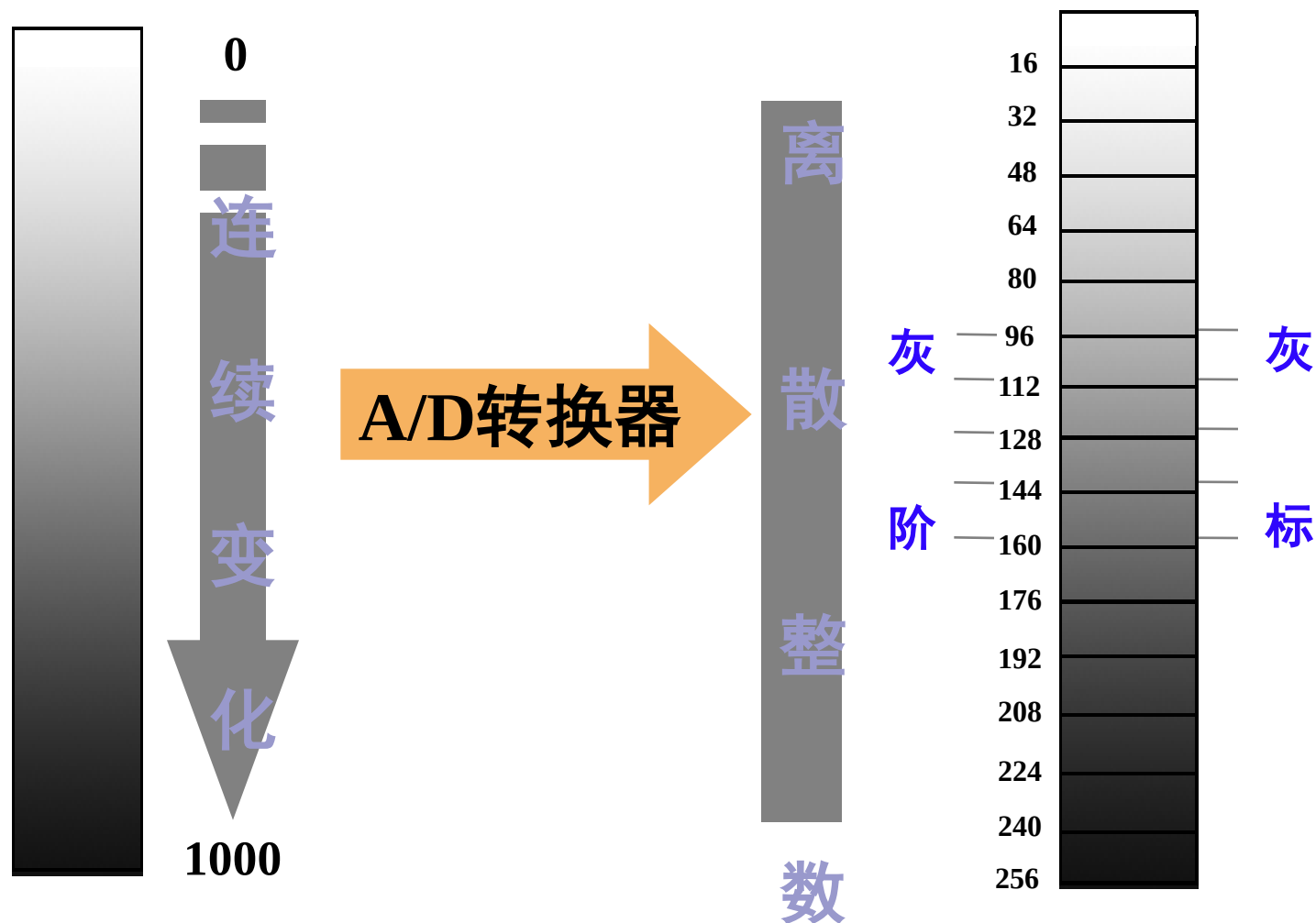


彩色显示原理图

三基色原理



灰阶显示



五 显示器显示的基本要求

动态范围

亮度

显示器的分辨率

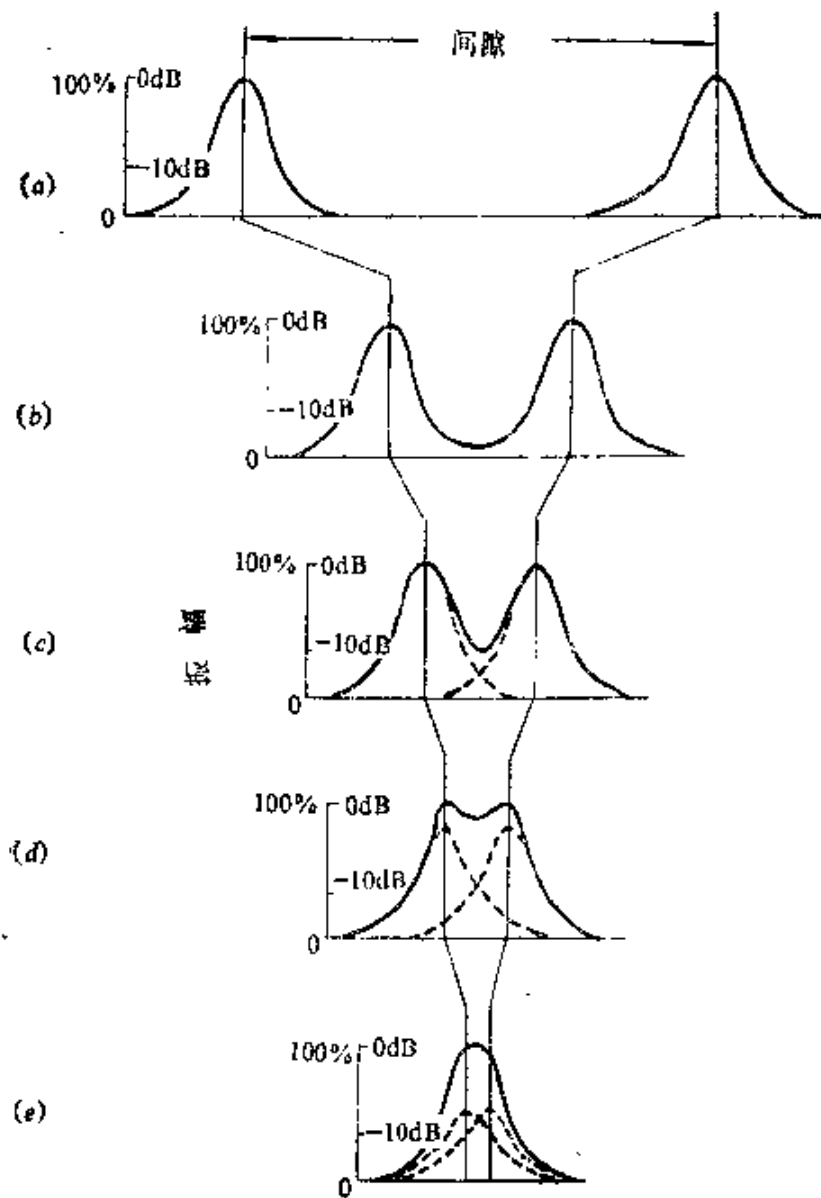


图4-30 光点大小与图像分辨率关系



六 其他显示和记录方式

照相记录

光纤图像记录仪

笔式记录器

硬拷贝记录仪