

第八章超声多普勒成像技术

- 一、超声多普勒效应
- 二、超声多普勒系统
- 三、连续波超声多普勒系统
- 四、脉冲超声多普勒系统
- 五、超声成像系统临床运用

超声多普勒成像原理

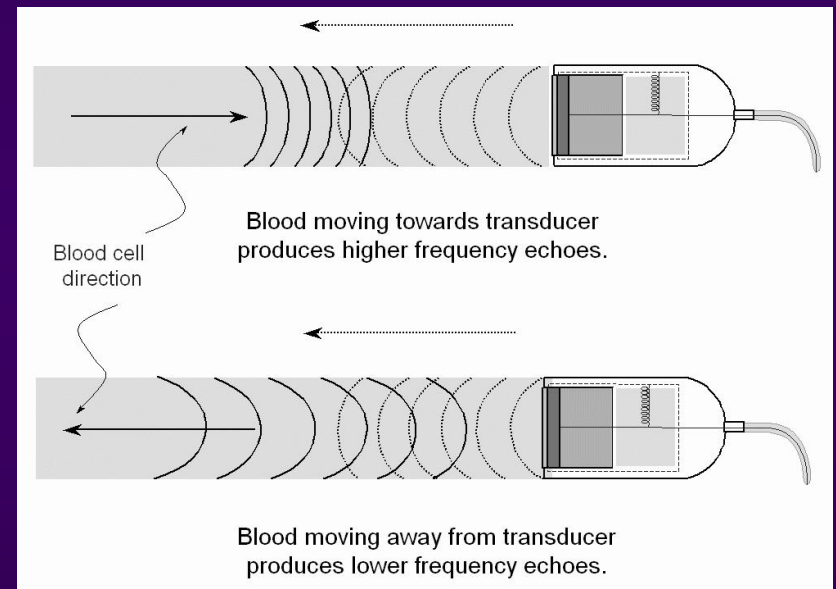
一、声波的多普勒效应

多普勒效应:当声源或接收体或两者同时相对介质运动时，接收体接收到的声波频率发生变化的现象。

超声多普勒成像

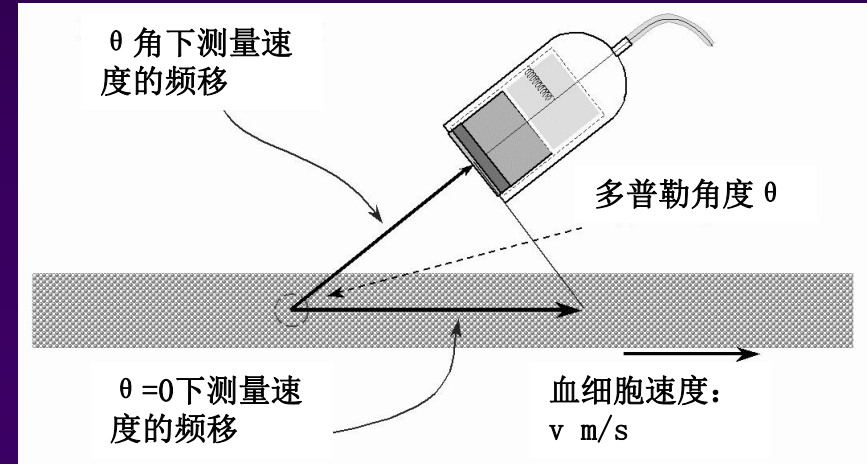
- 多普勒超声

- 运动的接受者（如血细胞）造成超声波频率的改变
- 物体向传感器运动：频率变高，波长变短
- 物体远离传感器：频率变低，波长变长
- 如果物体的运动和传感器时垂直的，就不会发生频率或波长的变化



多普勒频移

- 多普勒频移即入射频率与返回声波频率的改变
- f_d 多普勒频移
- f_i = 传感器频率
- f_r = 反射频率
- v = 血流速度
- c_t = 组织中的声速
- 和血管的夹角变化, 频移有所改变: 如夹角增大, 频移减少
- $\cos 0 = 1, \cos 30 = 0.87, \cos 45 = 0.707, \cos 60 = 0.5, \cos 90 = 0$

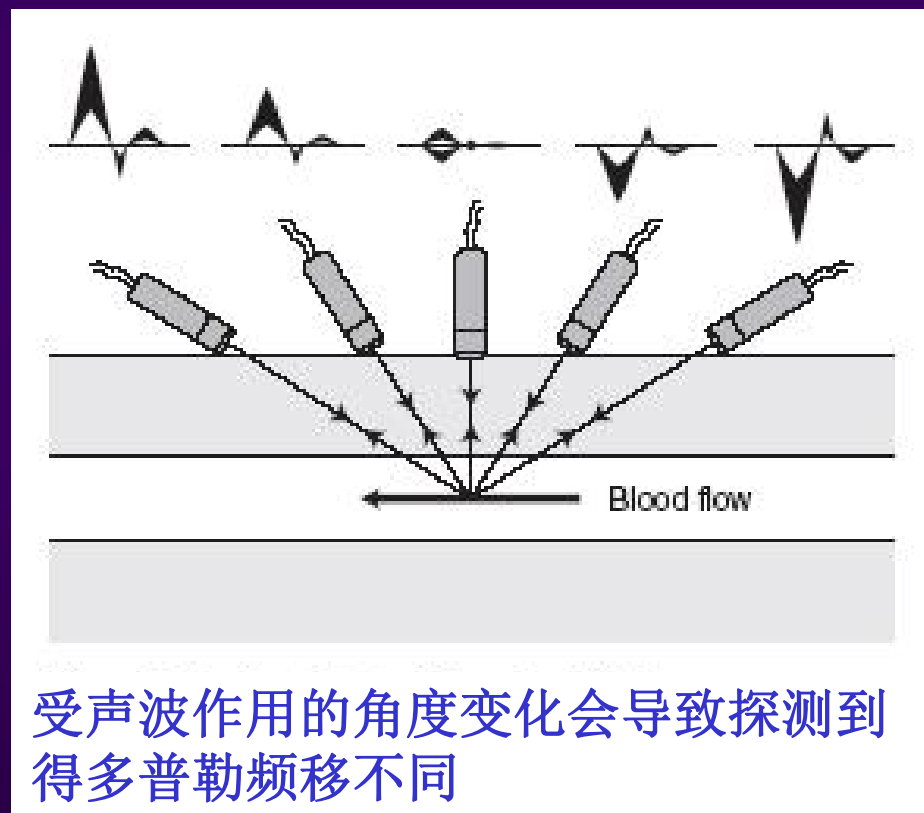


$$f_d = f_i - f_r = \frac{2v \cos(\theta)}{c_t} f_i$$

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

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

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



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

一 多普勒频移信号的成分

多普勒频移的信号包括:

- ✓ 血流速度大小和方向
- ✓ 血管深度和内径尺寸
- ✓ 血流速度的二维分布

- 方向信息的提取

- 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

- 血流速度信息的提取

- 1) 单边带分离法
- 2) 外差检测法
- 3) 正交相位检测法

二 频谱分析方法

- 频谱的特征

由于血管内的血细胞速度并不是单一的，血流沿着径向存在一个流速剖面，因此回波信息中包含各种频率分量，所以需要対血流信号作频谱分析，把其中所含的各种频率分量提取出来。

- 频谱分析的方法：傅里叶变换

将一个复杂信号分解为多个简单和基本的信号之和

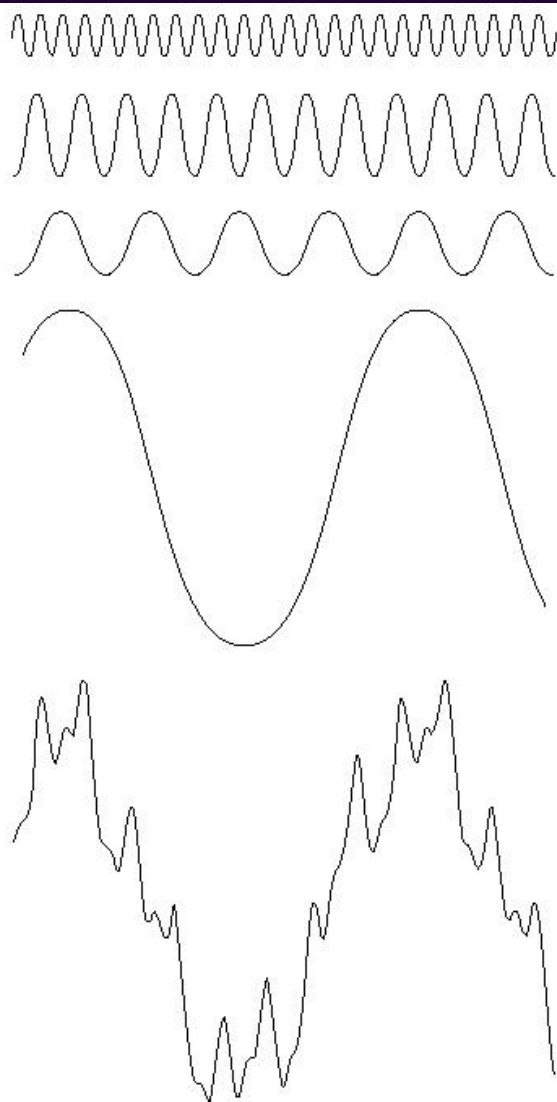
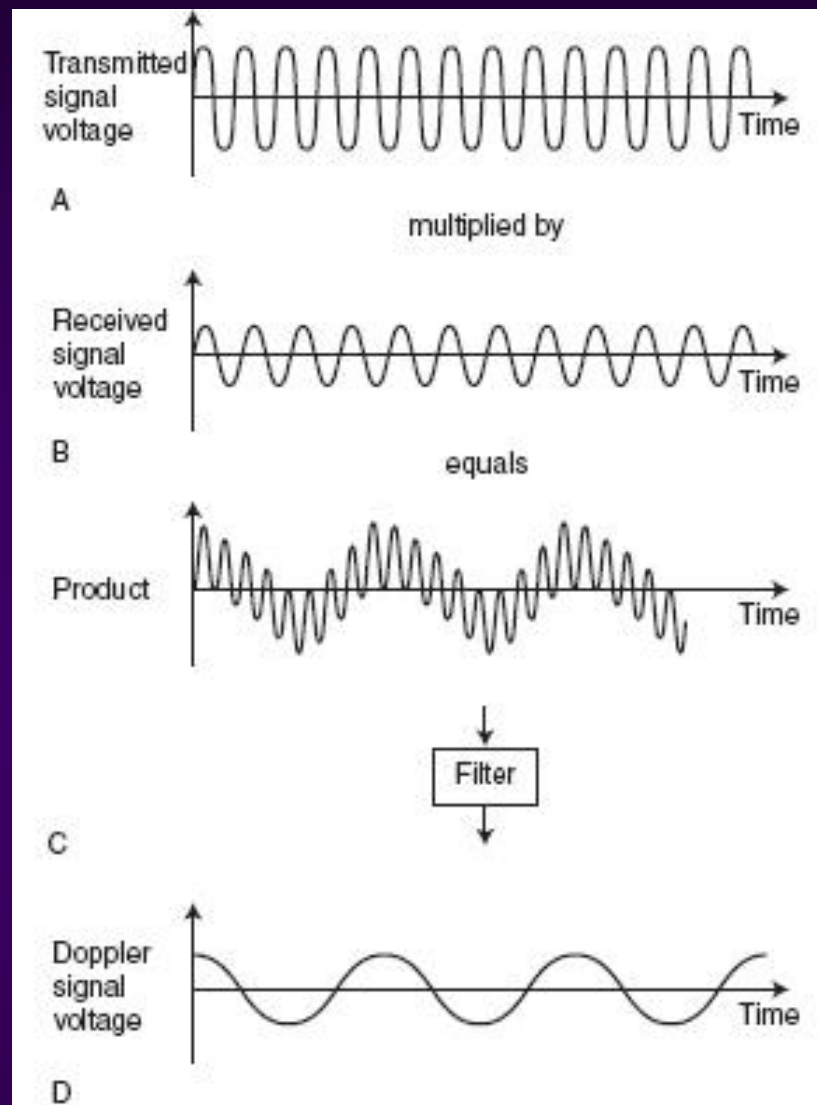


FIGURE 4.1 The function at the bottom is the sum of the four functions above it. Fourier's idea in 1807 that periodic functions could be represented as a weighted sum of sines and cosines was met with skepticism.

- 在最下面的函数是上面四个函数的和
- 上面几个波形可以合成下面的函数

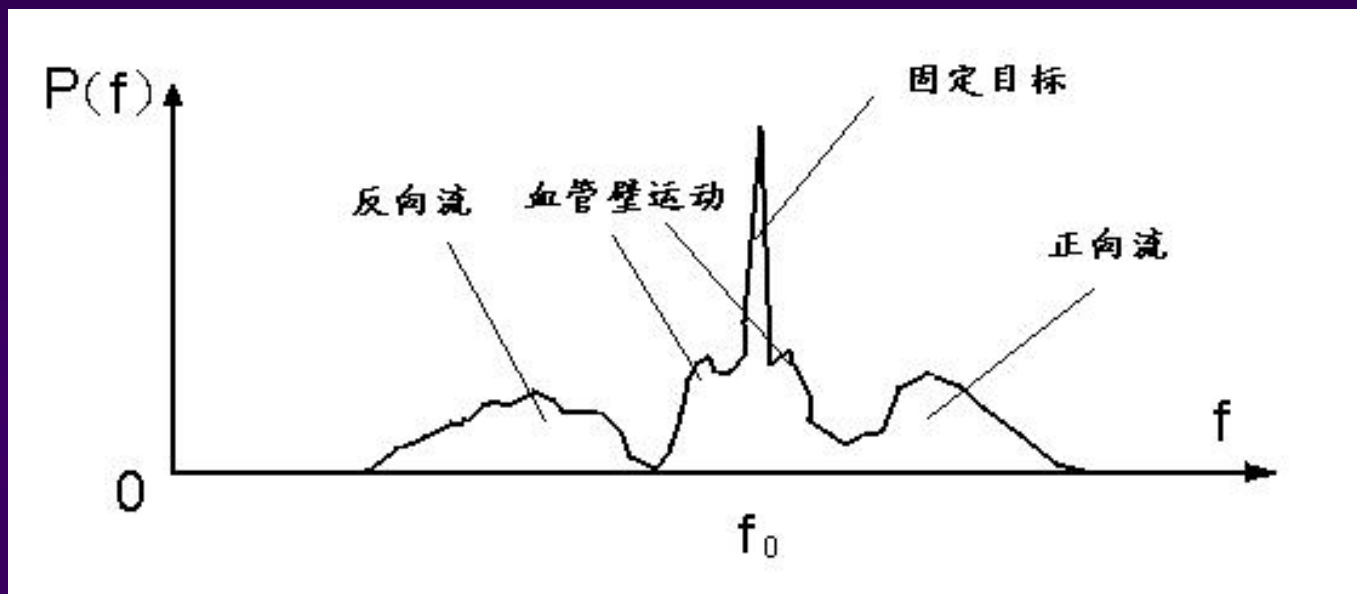
同样一个合成信号，
也可以滤波提取出不同频率成份。

类似调制解调过程在
收音机射频信号中体现的最普遍；

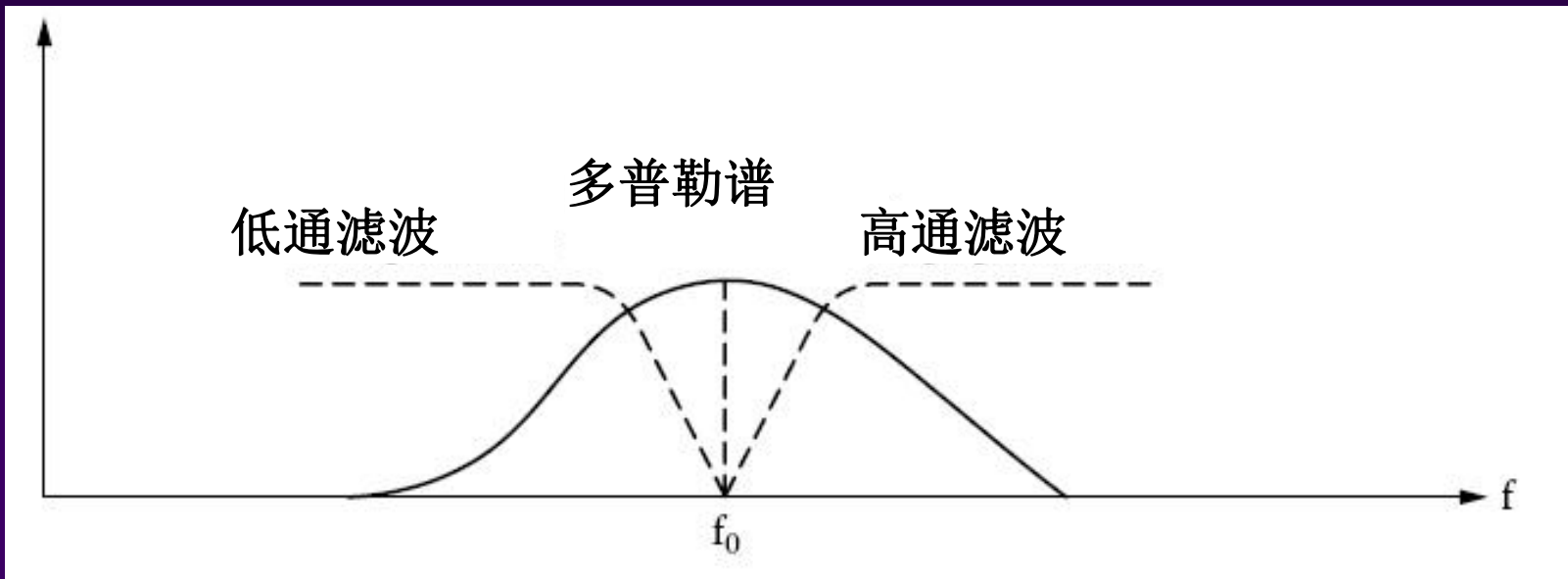


解调就是上述傅里叶变换的反过程，可以用来提取多普勒频率。发射信号与返回的信号合成，滤除其中的低频成分就是多普勒频移；

频谱的特征



- 频率与频移
- 频谱分布的意义
- 分离信号---滤波

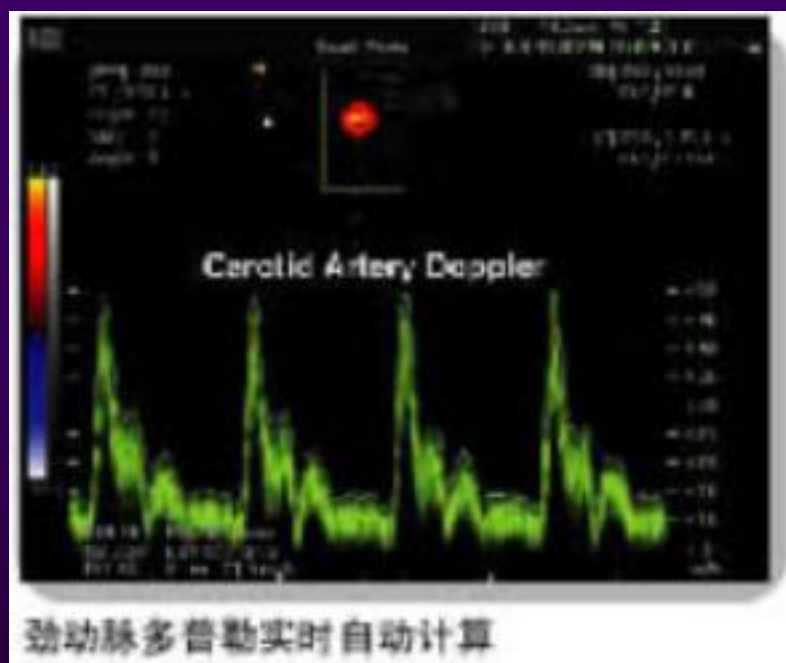


- 通过滤波实现对静止信号和杂乱信号的分离；
- 缺点是可能造成低速量的无法检测；

- 频谱图像的显示——功率谱

横坐标代表频率，纵坐标代表振幅。由于频率与振幅的乘积即频谱曲线下的面积等于信号的功率，所以这种频谱又称功率谱。

多普勒超声中，频率代表红细胞的流速，而振幅代表该流速的红细胞的数目，因此，功率谱可视为取样容积或探查声束内红细胞流速与红细胞数量之间的关系曲线。



频谱显示技术

- 经过频谱分析后，可通过两种方式输出：音频输出和图像输出；
- 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

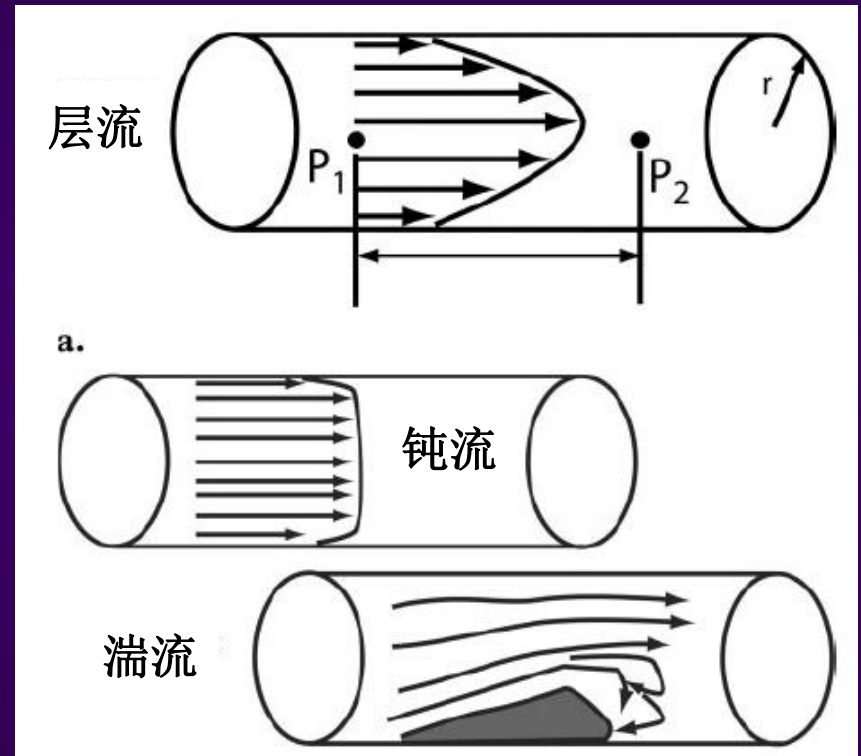
振幅显示

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

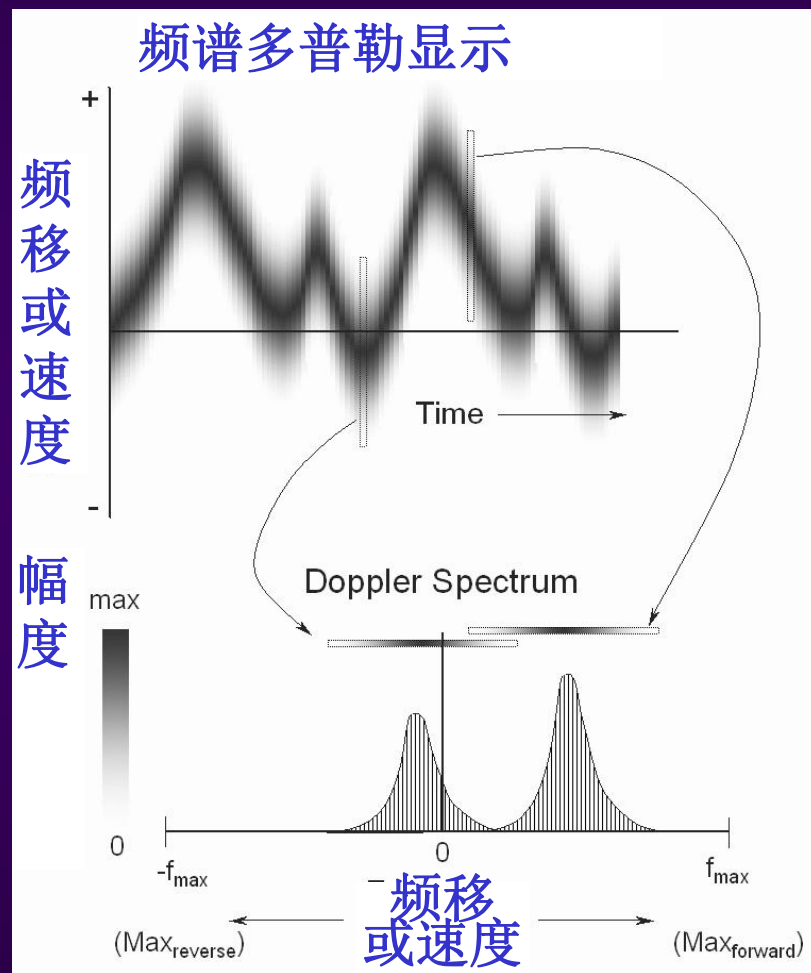
血管中血流的一些情况

- **层流**-中心流速较快，越靠近血管壁，流速依次减小
 - 近管壁最小
- **钝流** – 中间流速比较均衡，仅边缘近血管壁处减小
- **湍流** – 狭窄等情况发生时
 - 在狭窄的下流区域会有液体的分离等情况流动被破坏



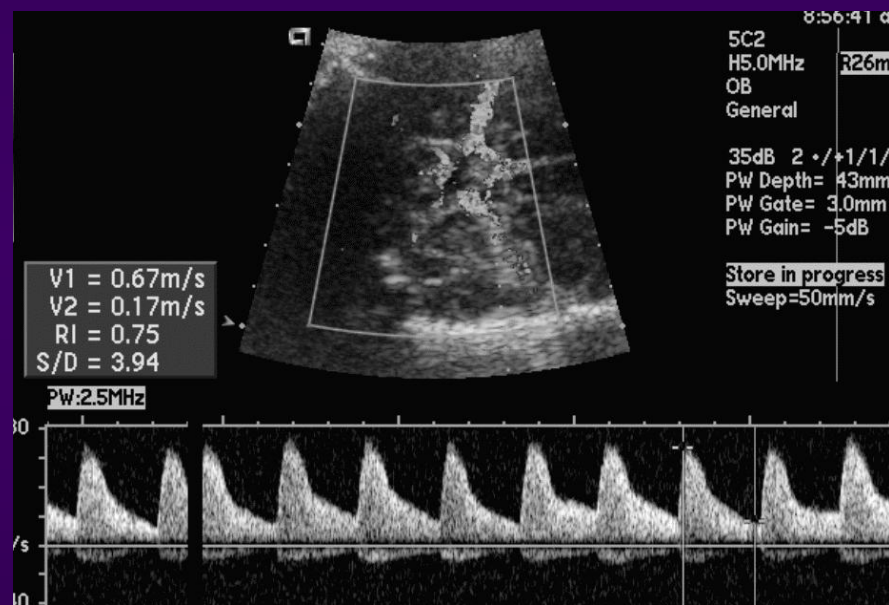
谱的波形

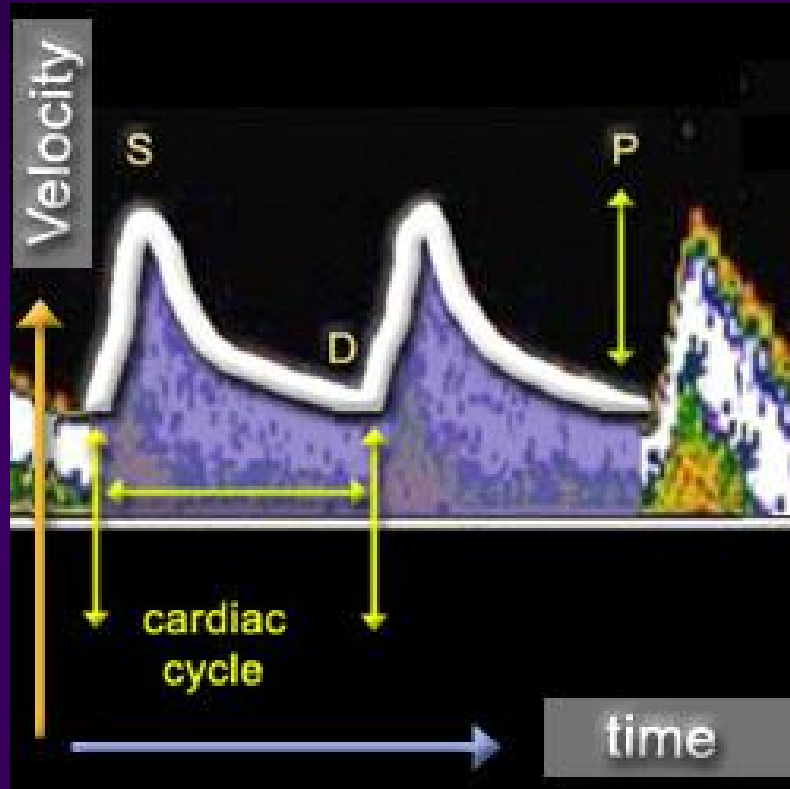
- 多普勒频谱与时间的关系图
- 幅度也是以灰度值之差来显示
- 谱的波形，也可以听觉判读，其提供的信息有
 - 流动的方向性
 - 流动的快慢（速度）
 - 流动的质量（正常或不正常）



谱的波形

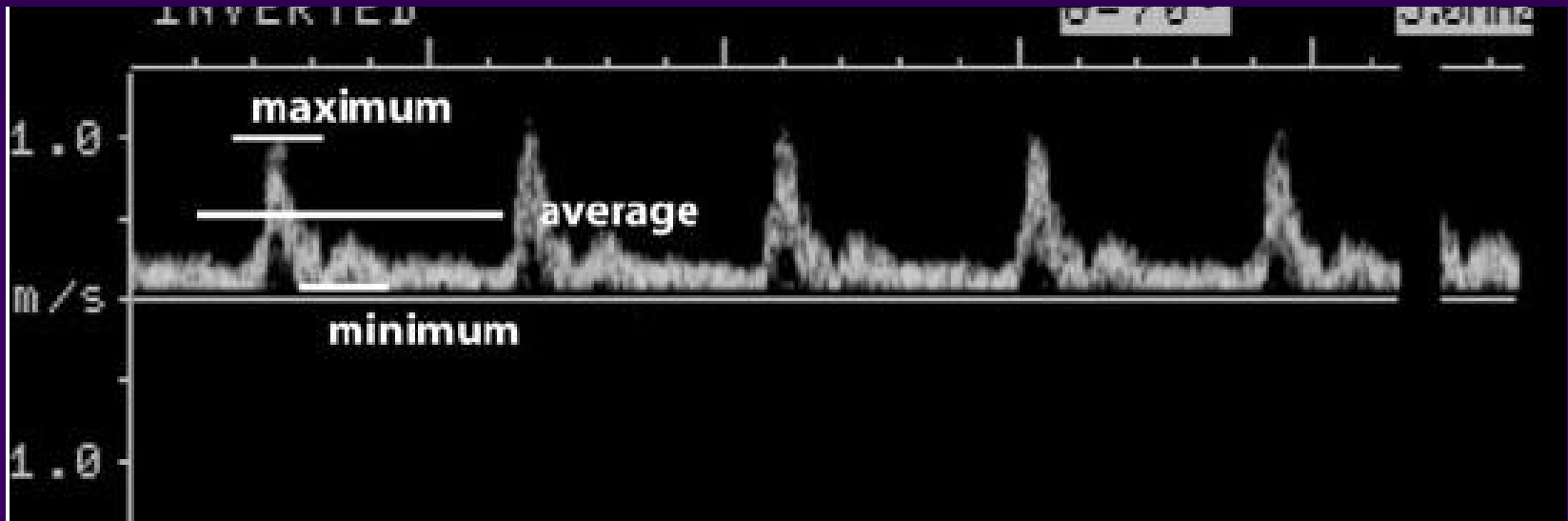
- 比较宽的谱代表湍流
- 比较窄的谱代表的是层流状态
- 图中显示的彩色多普勒影像和相应的多普勒谱显示





动脉速度的声谱图

谱的波形



波动系数, PI

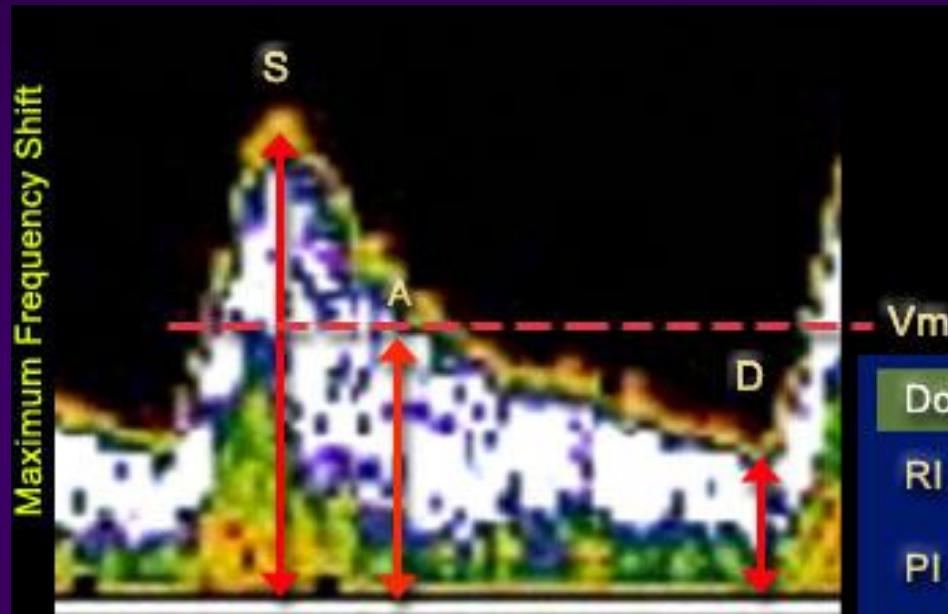
阻抗系数 RI

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

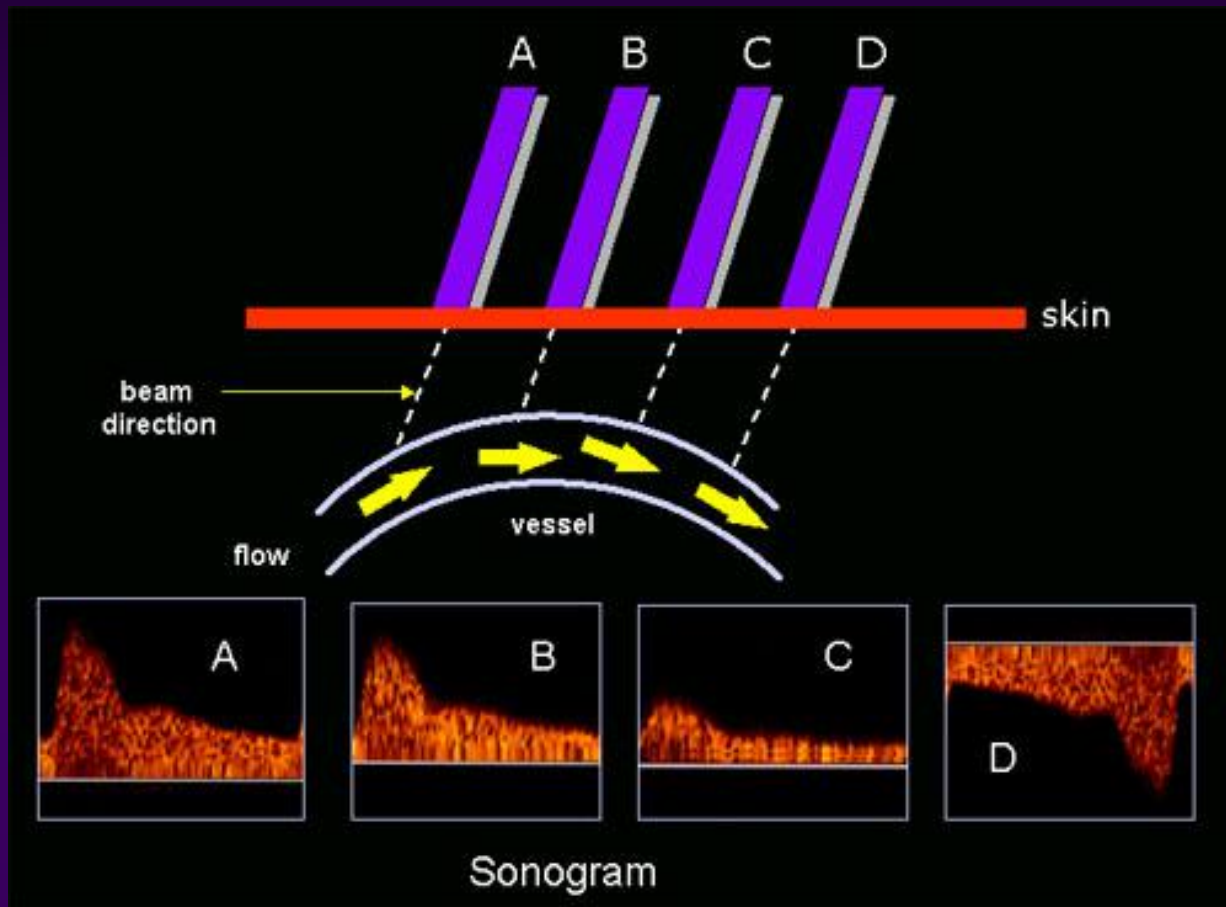
时间

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；

连续多普勒超声测量仪

多普勒频移公式

$$f_d = \frac{V}{C} (\cos \varphi_i + \cos \varphi_r) \cdot f_o$$

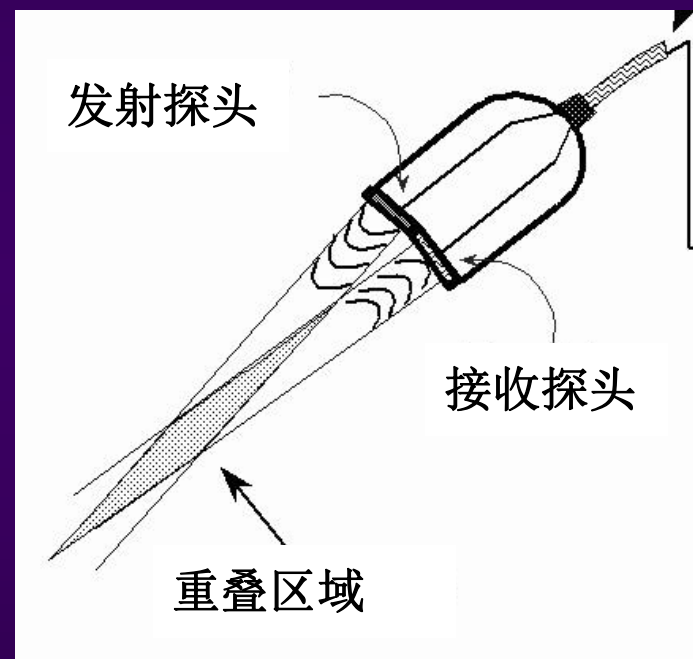
仪 器 特 点：双晶片探头：一个发射、一个接收。

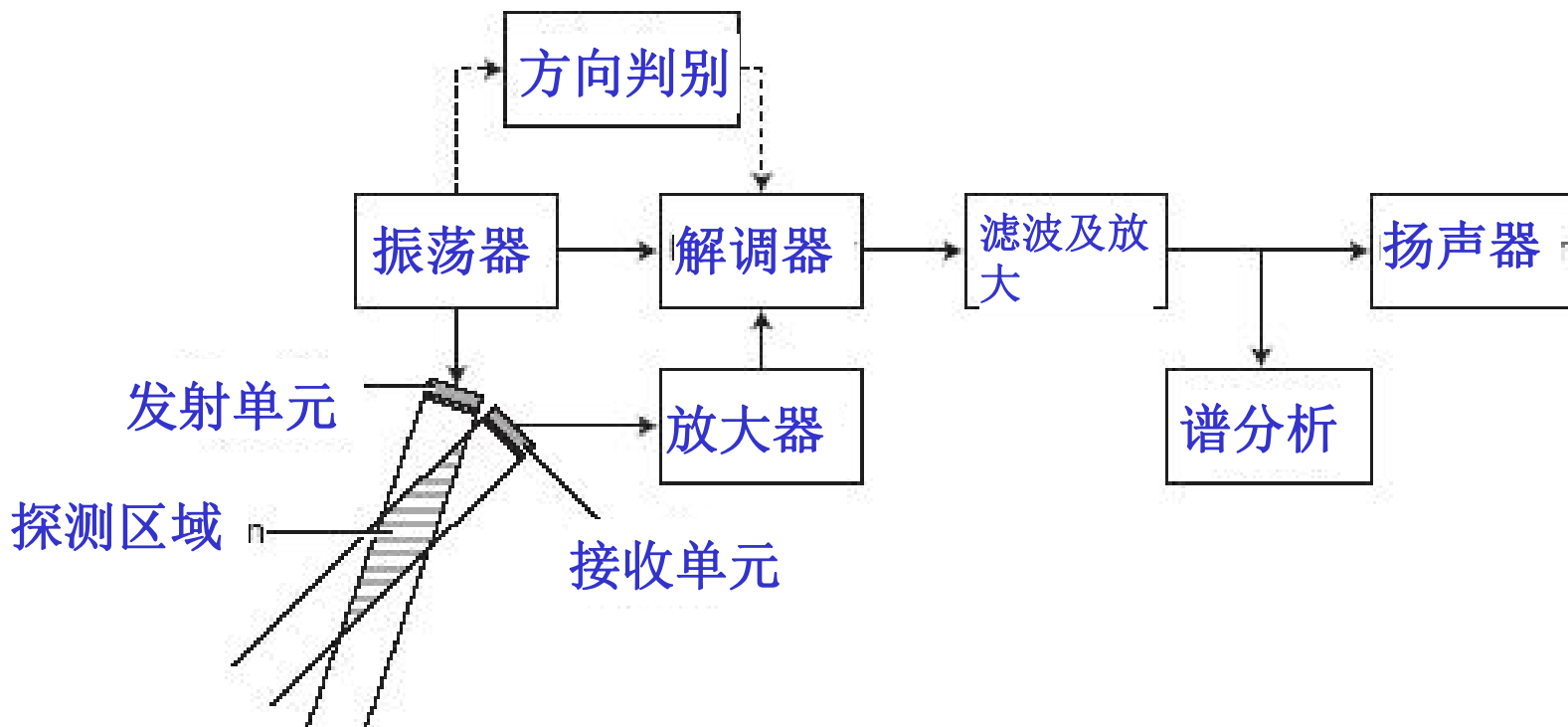
用 途：可定量分析心血管系统的疾病。

缺 点：不能反映物件所处深度，故不能
进行定位诊断。

连续多普勒的实现

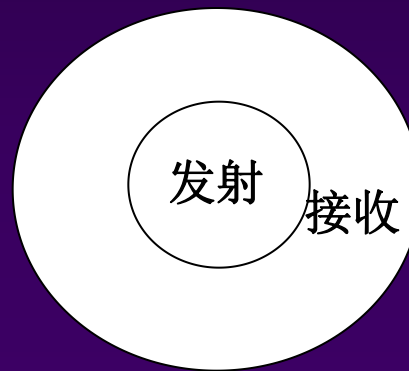
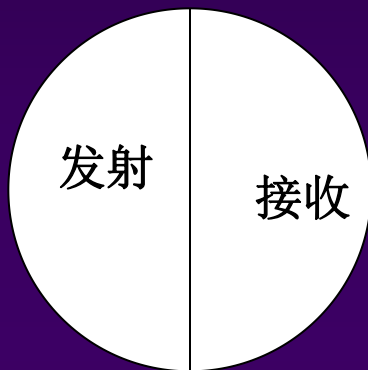
- 连续波多普勒是最简单和便宜的测量血流速度的方法
- 连续波多普勒：使用两个传感器，一个连续发射，一个连续的接收
- 重叠的部分就是速度需要测量的血流位置
- 两个信号的频率进行相减得到多普勒频移
- 深度分辨率比较差，只能提供很少量的空间信息；
- 适合测量快速血流和对较深血管的评估



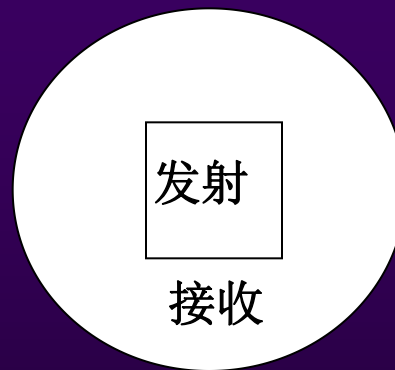


简单的连续波多普勒系统组成

连续波多普勒的超声换能器



分隔式压电换能器
的振子



小 结

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

- 多普勒成像的基础多普勒现象，频移大小
- **频移主要影响因素：**超声频率、多普勒角、血流速度
- **多普勒频移的信号包括：**血流速度大小和方向；血管深度和内径尺寸；血流速度的二维分布
- 连续多普勒和脉冲多普勒分类；
- 频移信号可以通过**声音**和**图像**显示出来；

连续多普勒

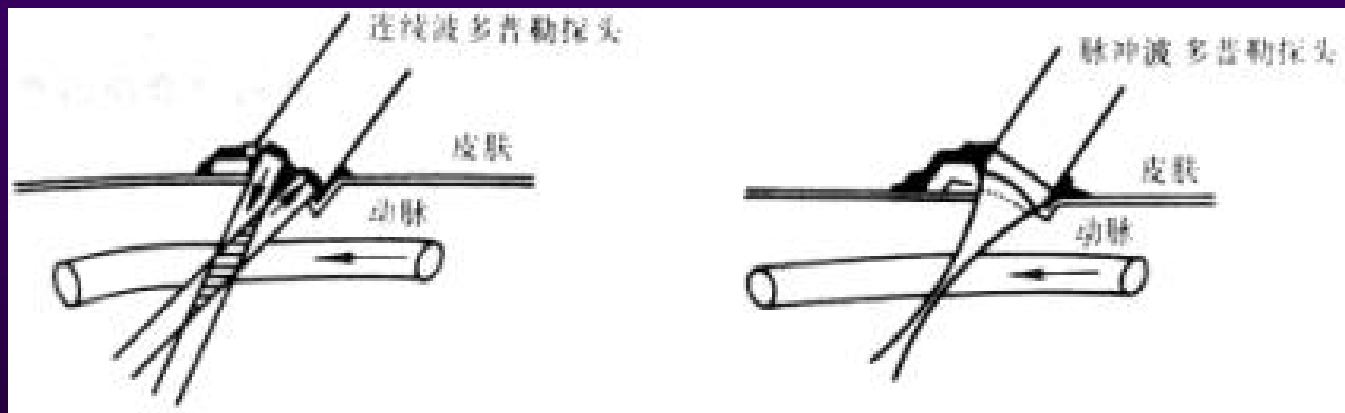
- 连续多普勒，一条路径上的血流声速分布情况；
- 可以按照返回时的信号的不同频率成分的分布，显示出来；
- 如果随时间变化的频率分布情况变化连续记录，就是声谱图；
- 一般使用两个晶片来接收发射和返回信号；
- 两晶片的声场重合区域是可以测量的区域；

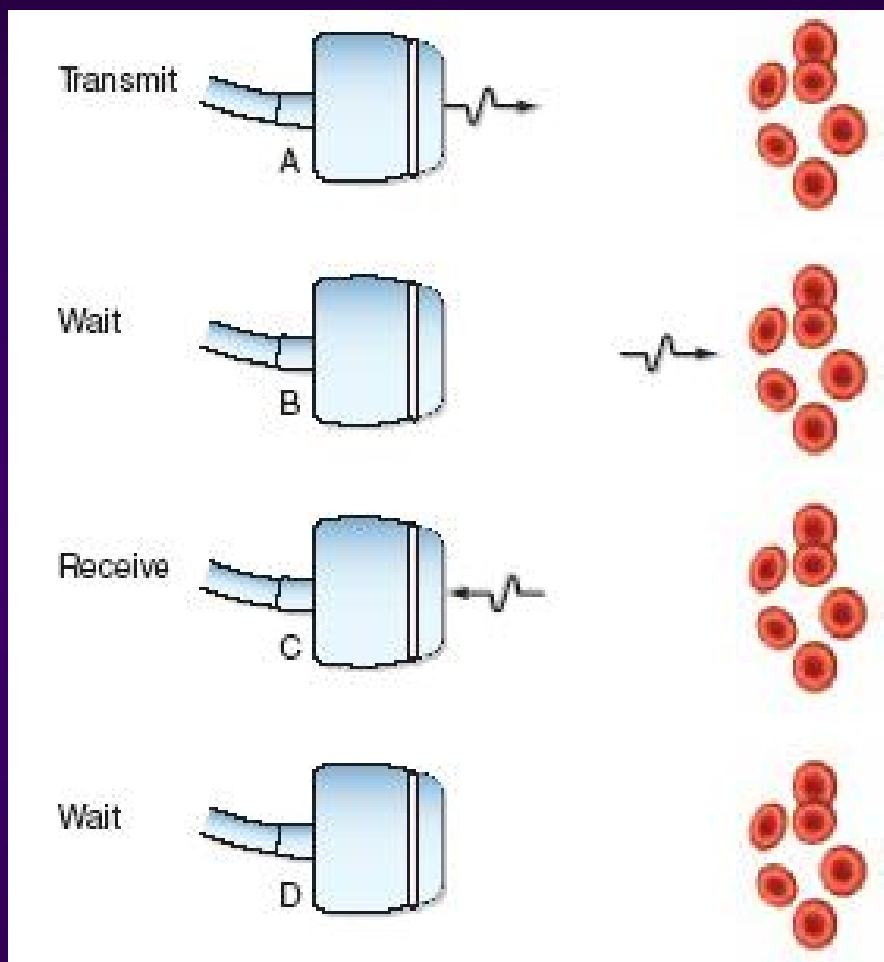
脉冲多普勒技术

- 距离选通

由于血液在血管中各点流速不同，所以空间分布的测量首先要获得某一深度上的血流速度，即只接收在某一距离上的回波信号，这种技术称为距离选通。

- 脉冲式多普勒技术具有沿声束的不同深度对某一区域的多普勒信号进行定位检测的能力。



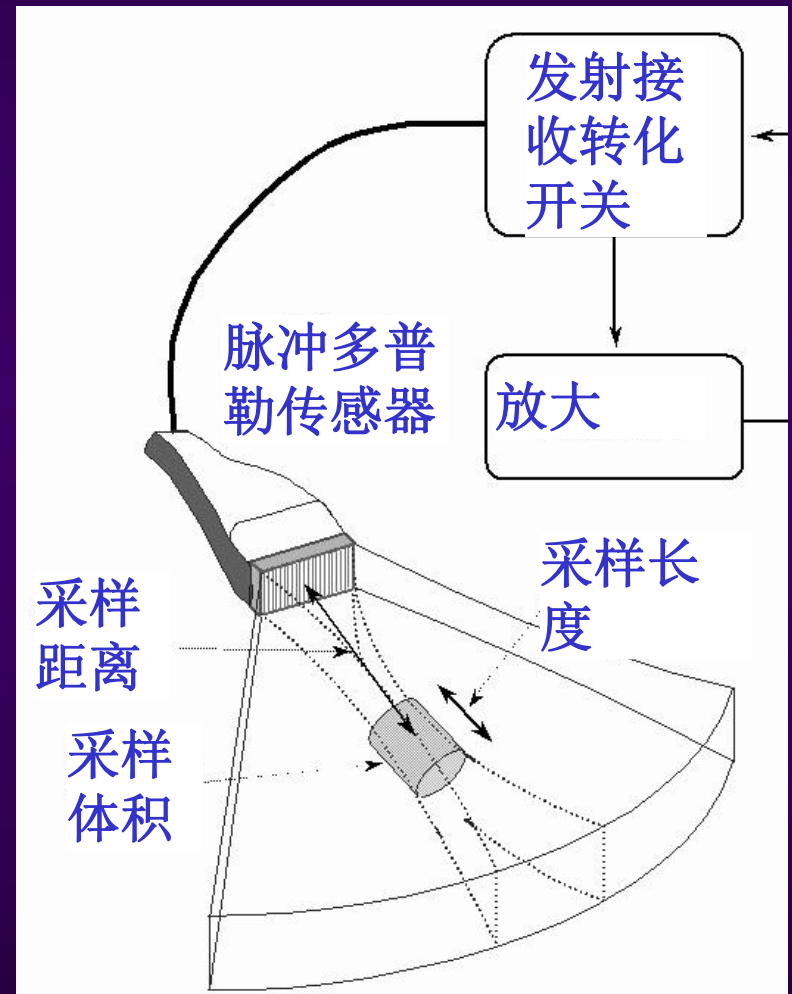


脉冲多普勒:

系统发射一个脉冲（A）等待一算时间（B）只接收某特定深度返回的信号（C），再关闭接收器（D）一直到所以其他深度脉冲回来完毕；

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



一、采样容积

- 探头作为声源发射一超声脉冲后，又作为接收器接收反射的回波，但是它并不是接收所有的反射回声，而是在一选择性的时间延迟 T_d 后，才开始接收回波信号。

调节取样脉冲延迟 τ_k

采样间隔时间 τ

τcS (S 是声束截面积)
是发出回波信号的体积，
称为**采样容积**

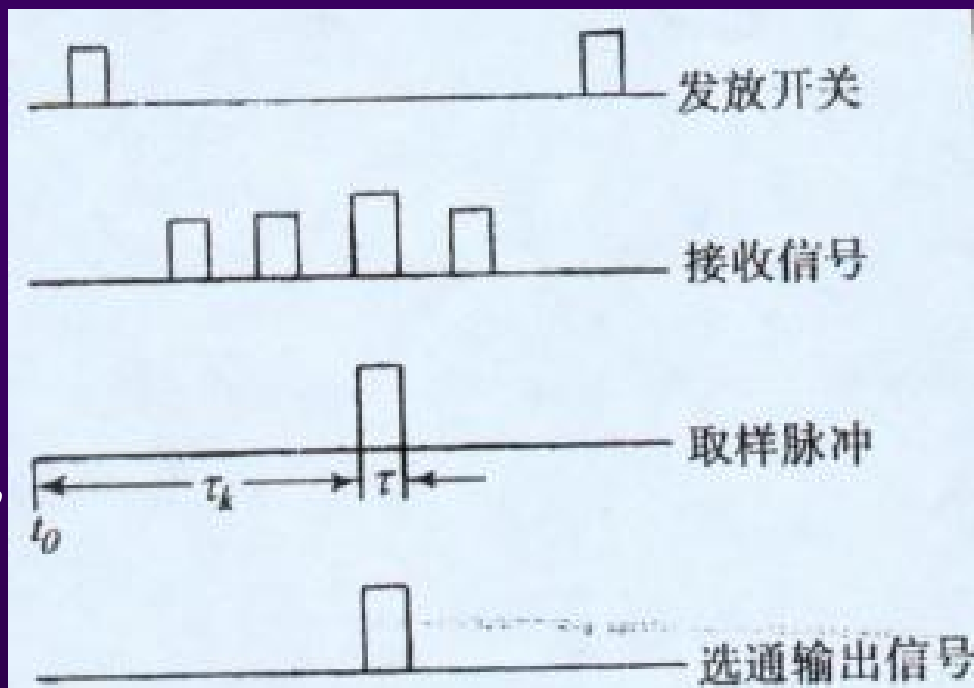


图 6-32 距离选通

- 测量流速要受到脉冲重复频率(PRF)的限制, PRF是指单位时间内发射脉冲群的次数, 又称采样频率。脉冲重复频率与脉冲频率(探头频率)不同, 通常它仅有几千赫, 而脉冲频率一般为几兆赫。
- 来自深部的回波信号应该在下一次发射脉冲之前到达换能器, 因此, 沿声束路径上最大探测深度:

$$\text{最大探测深度} = \frac{\text{超声传播速度}}{2 \times \text{脉冲重复频率}}$$

- 根据采样定理, 为了使信号不发生频率重叠

$$PRF \geq 2f_{d\max}$$

$f_{d\max}$ 是最大流速 $v_{\max}$ 产生的最大多普勒频移

二、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。
- 《信号与系统》奥本海默著 尼奎斯特率

τ_k

取样脉冲延迟时间。

取样深度: $R = \frac{1}{2} c \tau_k$

轴向分辨单元厚度: $\Delta R = \frac{1}{2} c \tau$

采样容积: τCS

τ 为采样时间

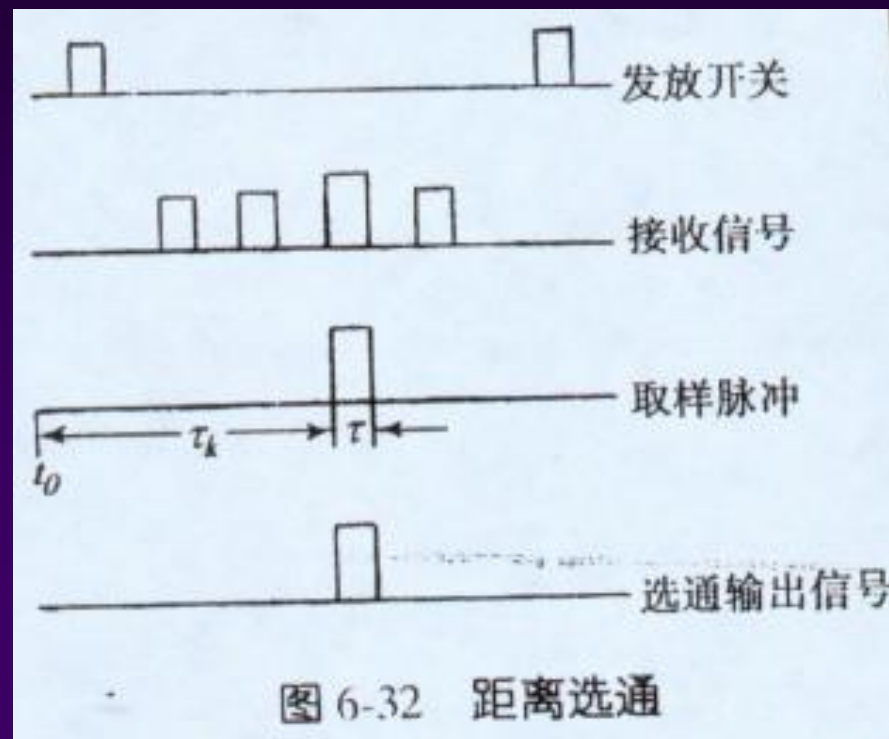
S 为声束截面积

沿声束路径上最大探测深度 $R_{\max}$ 为

$$R_{\max} = \frac{c}{2PRF}$$

不发生距离模糊的条件是: $PRF \leq \frac{c}{2R_{\max}}$

原因: 来自深部的回波信号必须在下一次发射脉冲之前到达换能器



为了不发生频率重叠（混叠），根据采样定理：

$$PRF \geq 2f_{d \max}$$

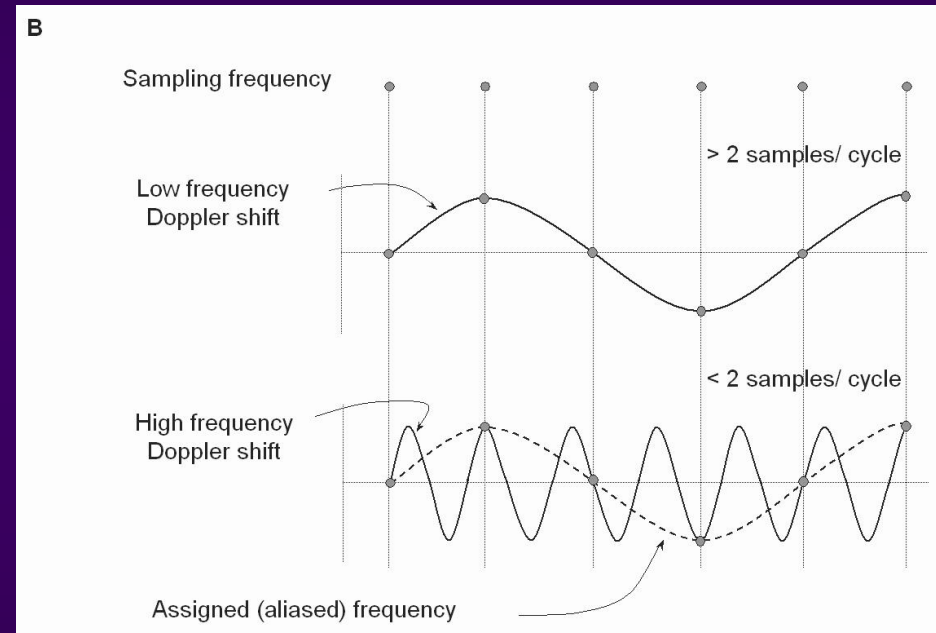
结合频移公式：

$$v_{\max} \leq \frac{PRF}{4} \cdot \frac{c}{f_0 \cos \theta}$$
$$v_{\max} R_{\max} \leq \frac{c^2}{8f_0 \cos \theta}$$

最大速度和最大探测深度相互制约；

混叠 (混淆)

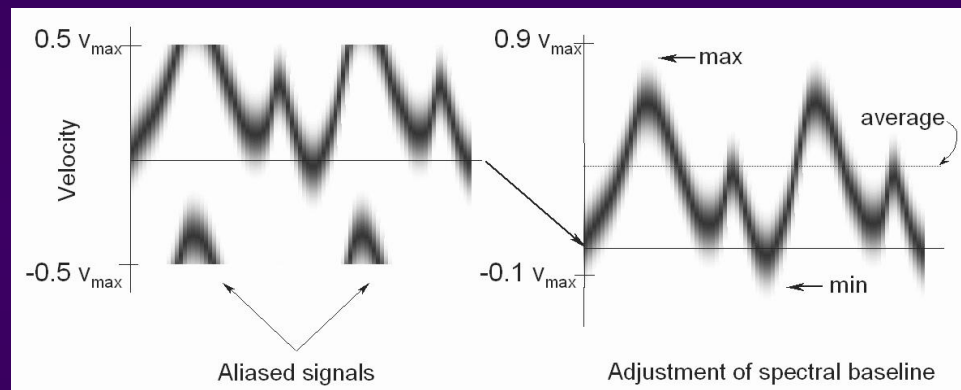
- 根据采样理论，真实的频率（多普勒频移）如果小于采样率(PRF)的1/2，这时信号才能被重建出来
- 换句话说采样率PRF 必须是要测量的多普勒频移的两倍，
- 高的血流速导致多普勒频移太大，从而出现速度的误差

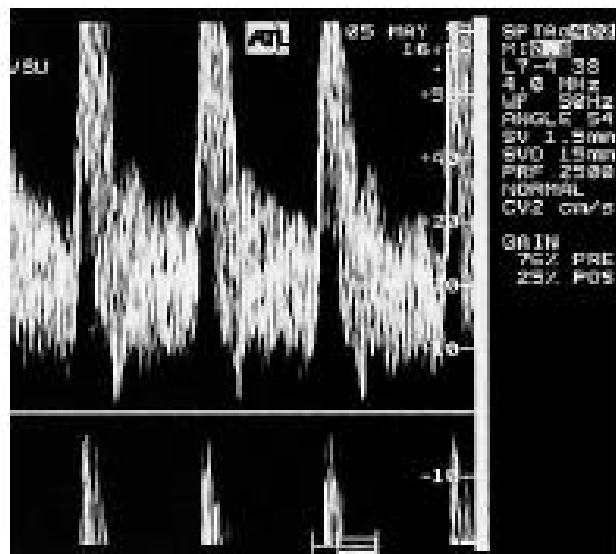


$$\Delta f_{\max} = \frac{PRF}{2}$$

混叠

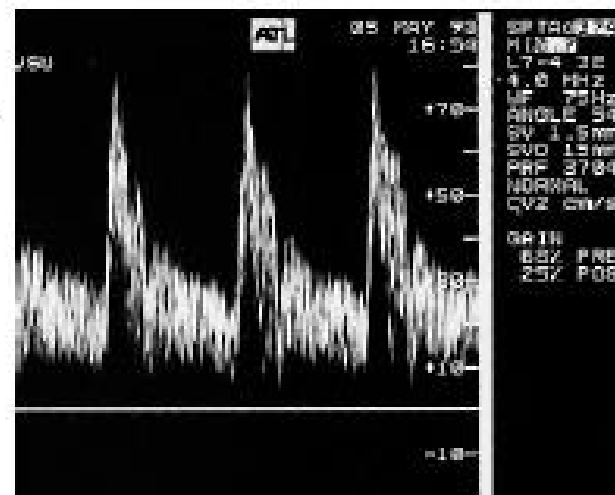
- 混叠在这里表现在最高速度反转到相反的方向
- 减少和消除混叠现象，可以把速度标尺扩展，大多数仪器的纵坐标刻度的设定是和PRF有关的。





← PRF 2500

A

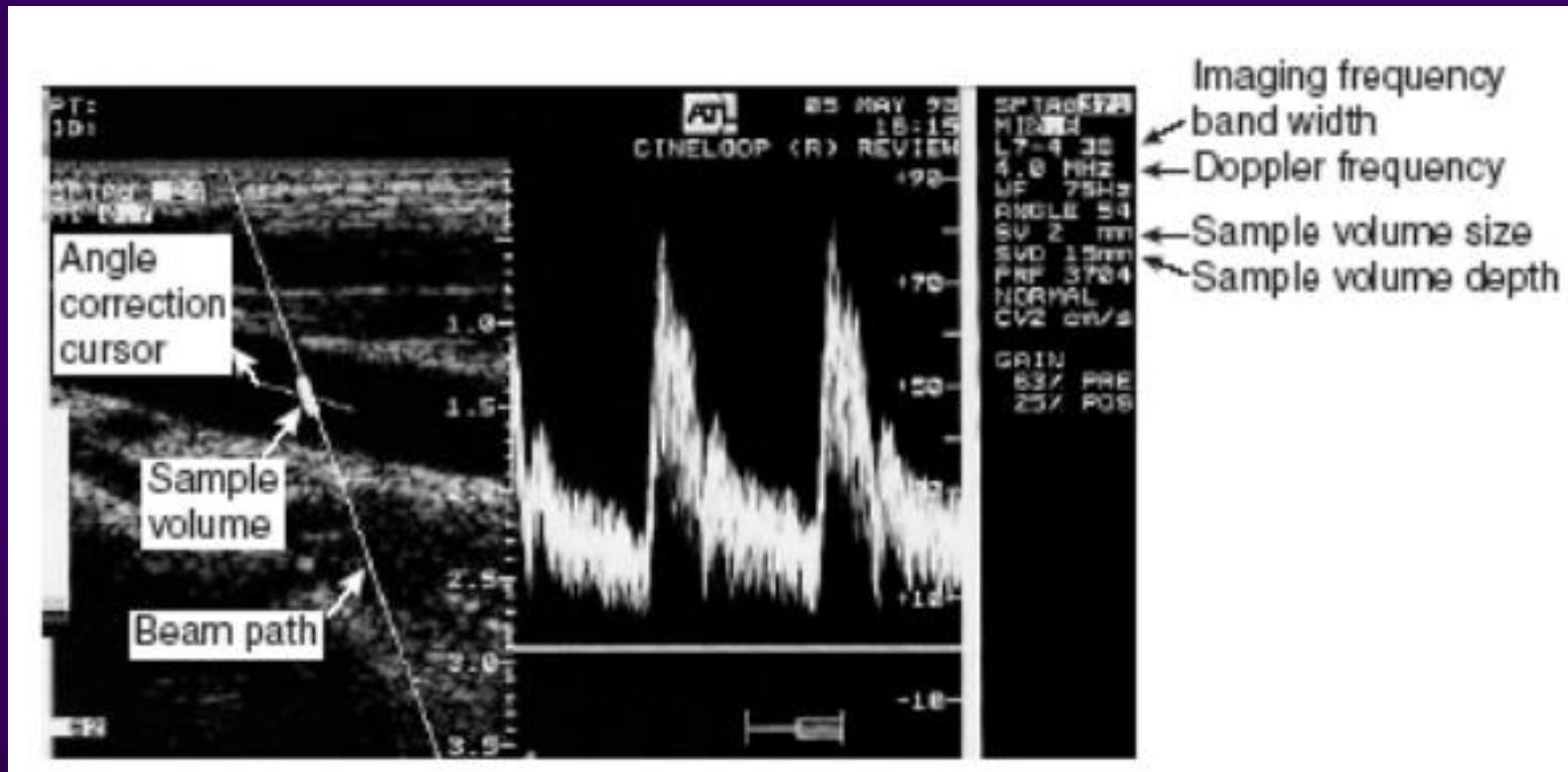


← PRF 3704

B

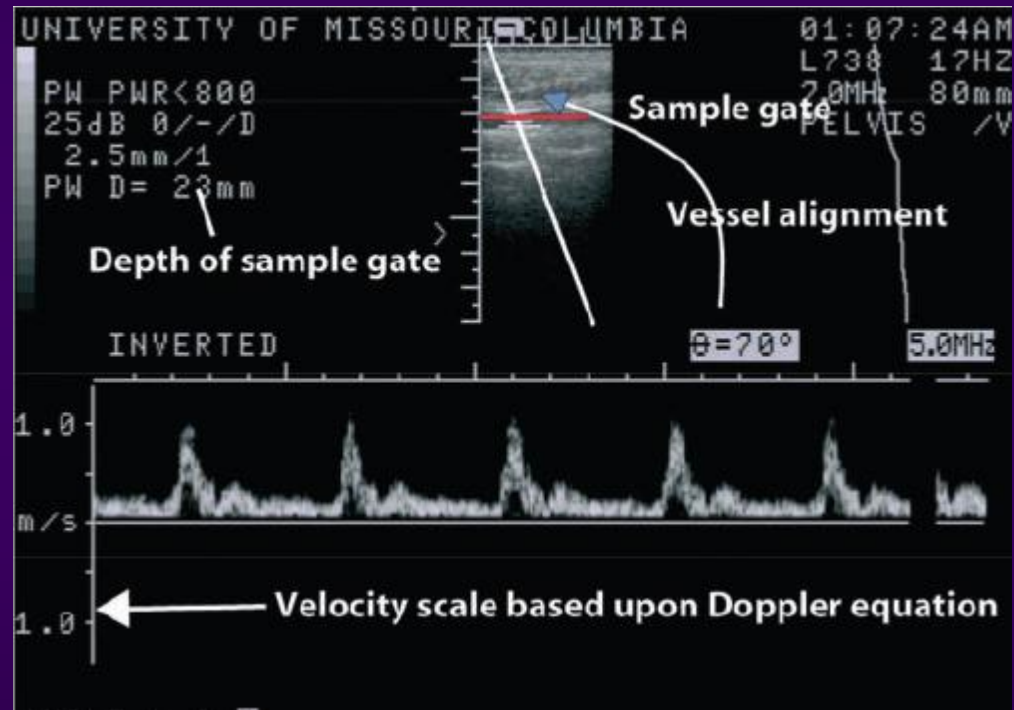
A: 混叠的表现 B 增加PRF即可避免混叠

频谱多普勒spectral或脉冲多普勒显示



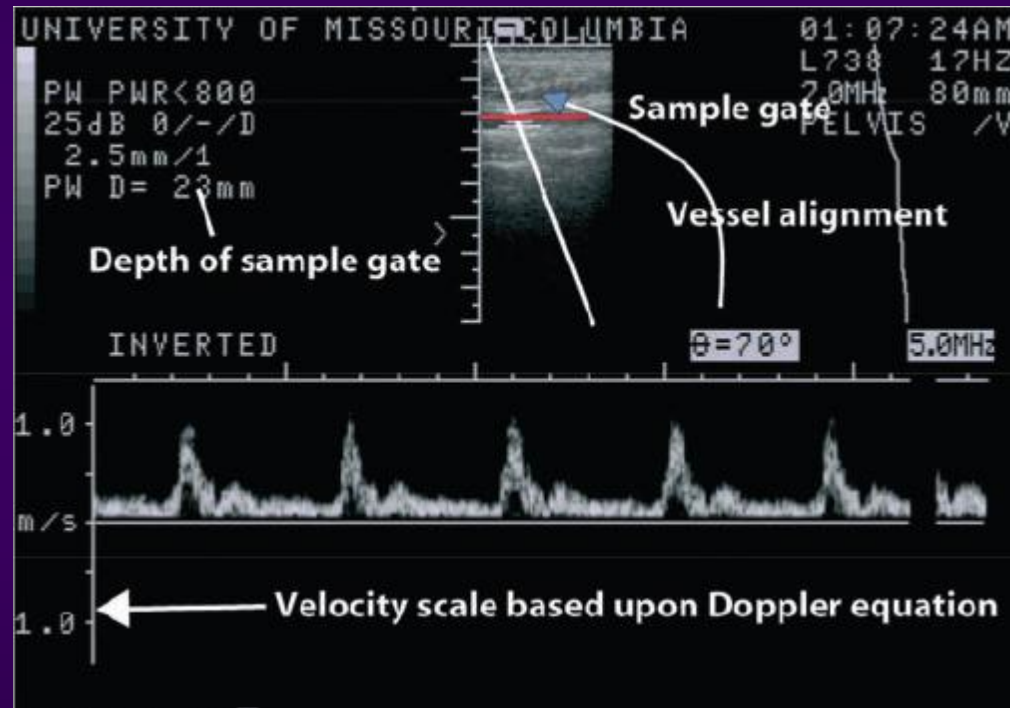
多普勒扫描

- 将2维的B型影象（作为导引）和脉冲多普勒数据统一显示
- 2维B型影象可以用来方便选择多普勒门控信号的位置，然后予以显示



多普勒扫描

- 采样的体积位置包括角度信息可以由光标操作控制和定位，
- 误差的产生可能是因为：
 - 血管的轴线不在扫描平面内
 - 血管是曲线的



脉冲多普勒超声测量仪

用途：检测心血管内某一点的血流。

仪器特点：一块晶片

脉冲波要求：脉冲宽度 τ 较窄 $1 \sim 2\mu s$
静止期较宽

1. 采用具有距离选通功能的脉冲多普勒超声仪
2. 可进行多普勒频谱分析

高频脉冲重复频率多普勒超声测量仪

优点：弥补脉冲式多普勒在检测血流时出现的混叠现象

方法：提高脉冲重复频率
脉冲重复频率：指单位时间内发射脉冲群的次数。

根据采样定理，最大显示频率为

$$f_{max} = \frac{\text{脉冲重复频率}}{2}$$

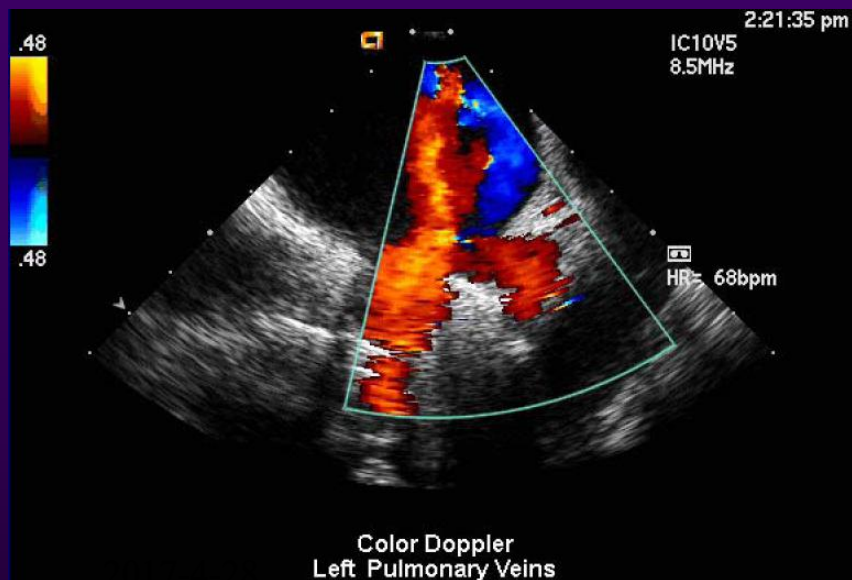
$$\text{脉冲重复频率} \propto \frac{1}{\text{采样深度}}$$

缺点：可能出现距离不定

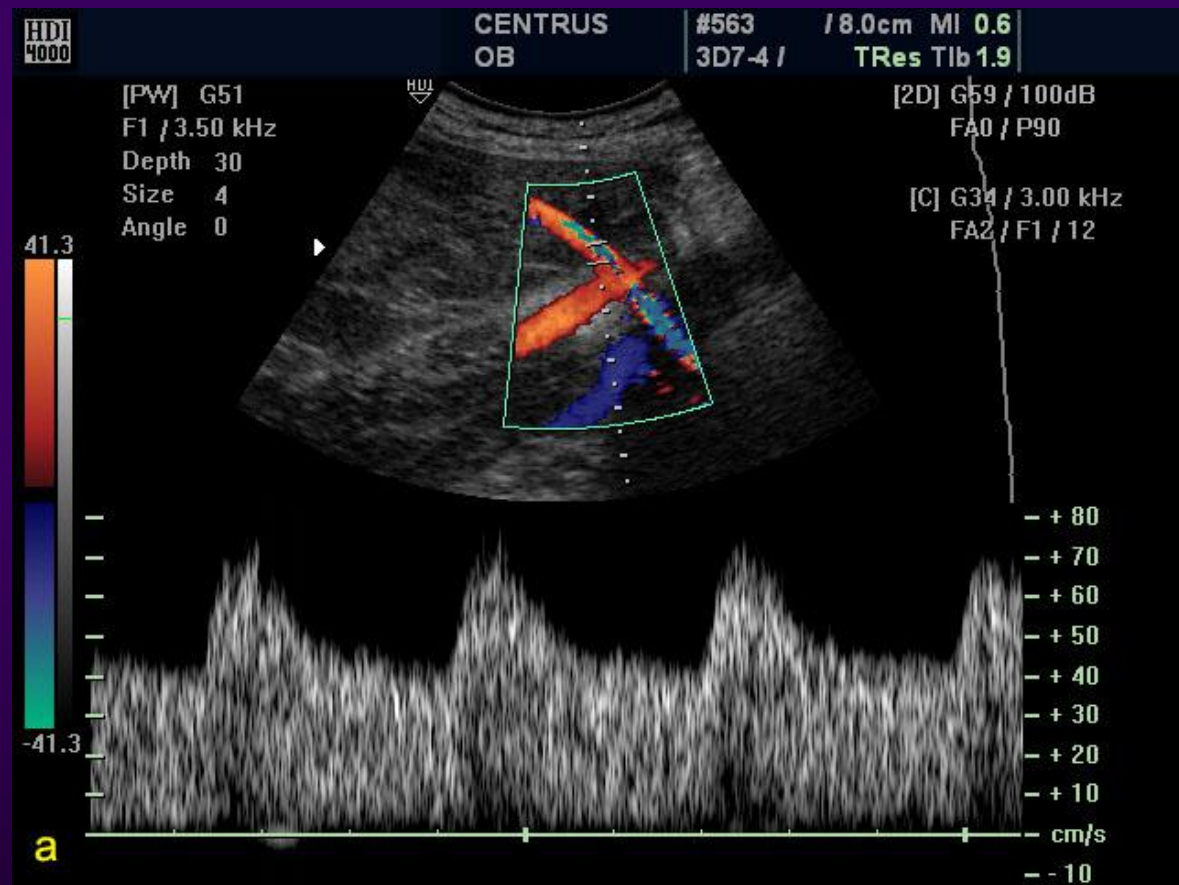
第五节 彩色多普勒血流显像

主要特点

- 彩色血流图象是叠加在B型图象上的
- 采用自相关分析技术
- B超图象以黑白显示，血流图象以彩色显示



- **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。



一、彩色多普勒血流显像原理

1. 信号采集

采用脉冲超声

脉冲宽度 τ $1 \sim 2 \mu s$

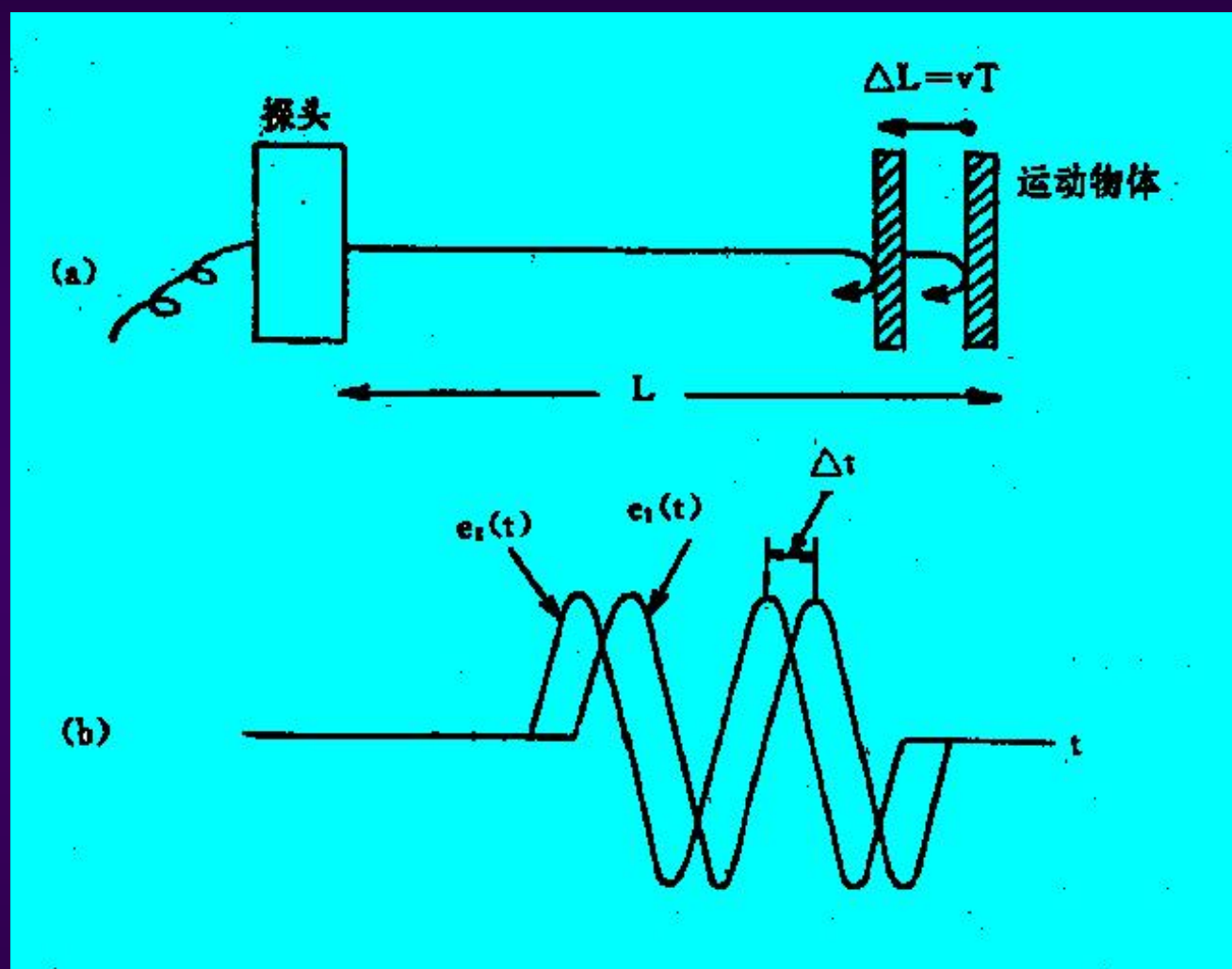
重复频率 f $200 \sim 8000$ 赫兹

信号采集时间 t $3 \sim 10 \mu s$

2. 信号分析技术

自相关技术

把一个反射回声脉冲和它前面的那个反射脉冲组合在一起，共同完成分析过程的信号处理技术。



对第一个脉冲，从发射到接收所用时间 t_1 为

$$t_1 = \frac{2L}{C}$$

对第二个脉冲

$$t_2 = \frac{2(L - \Delta L)}{C}$$

$$(\Delta L = VT)$$

两相邻脉冲接收的时间差 Δt 为

$$\Delta t = t_1 - t_2 = \frac{2L}{C} - \frac{2(L - \Delta L)}{C} = \frac{2\Delta L}{C} = \frac{2VT}{C}$$

设声波圆频率为 ω_0

$$(\omega_0 = 2\pi f_0)$$

那么，

第一回波位相落后为

$$\varphi_1 = \omega_0 t_1$$

第二回波位相落后为

$$\varphi_2 = \omega_0 t_2$$

两相邻回波位相差 $\Delta \phi$ 为

$$\Delta \varphi = \varphi_1 - \varphi_2 = \omega_0 (t_1 - t_2) = \omega_0 \Delta t$$

有

$$\Delta \varphi = \omega_0 \frac{2VT}{C}$$

3. 信号输出的显示方式

对血流信息给予伪彩色编码（红、兰、绿）

(1) $0^\circ < \Delta\varphi < 180^\circ$ 一般用红色显示，
表示血流方向朝向探头.

(2) $-180^\circ < \Delta\varphi < 0^\circ$ 一般用兰色显示，
表示血流方向远离探头.

(3) 速度梯度大小（湍流发生程度）用绿色表示

正向湍流 — 红、绿色混合，呈黄色

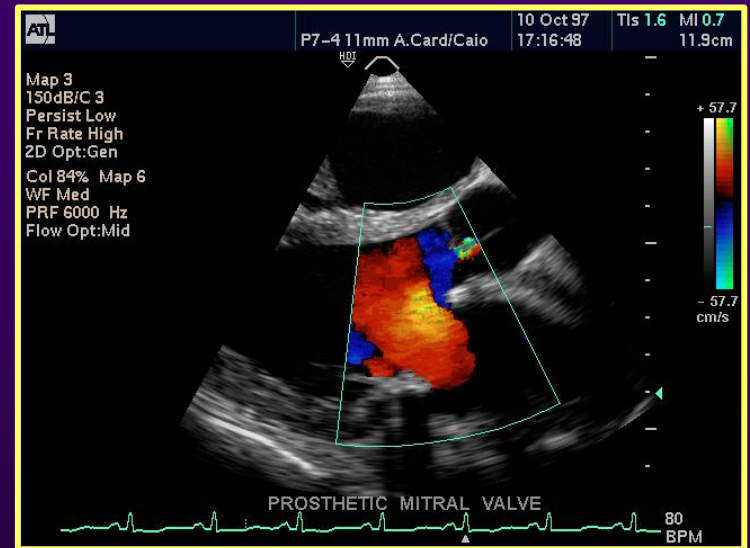
反向湍流 — 兰、绿色混合，呈青色

绿色混进愈多，湍流发生程度愈大

(4) 血流速度快慢 用辉度反应

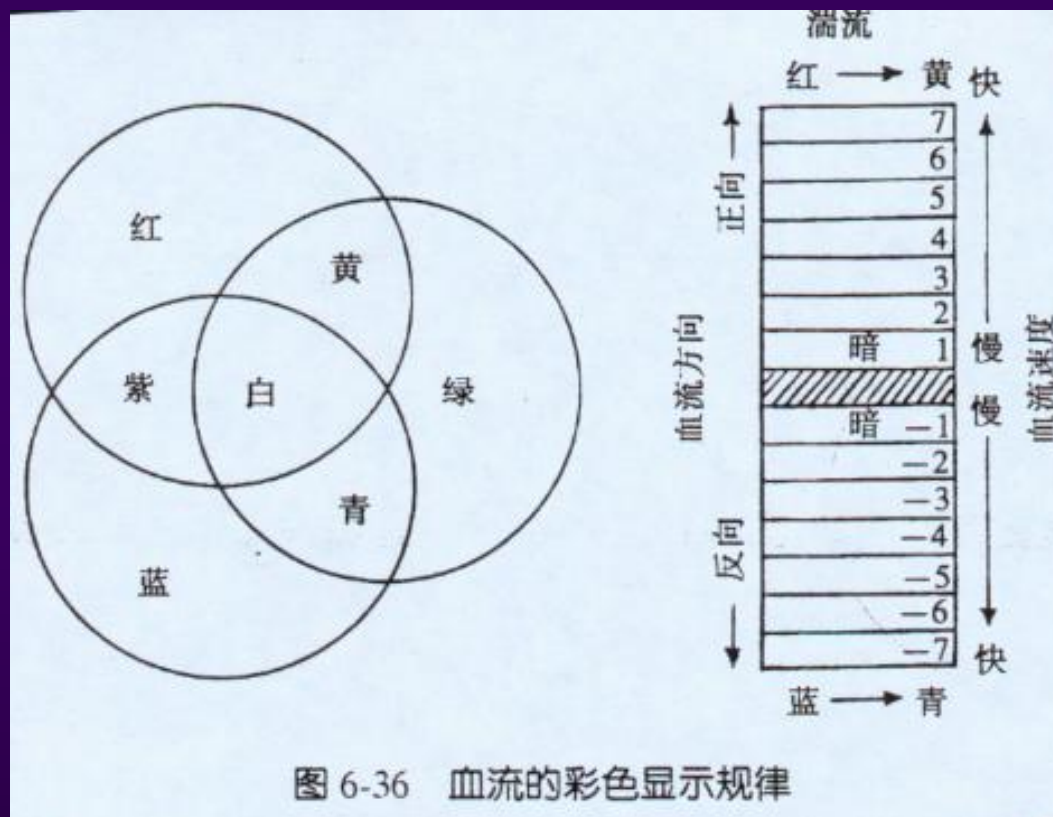
速度快 — 色彩鲜亮

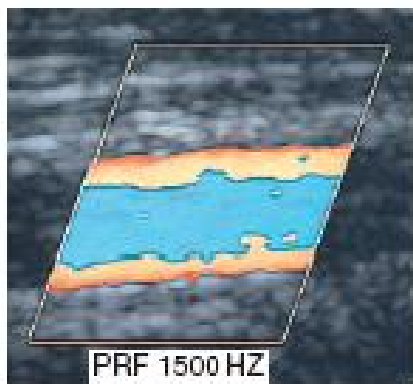
速度慢 — 色彩暗淡



(5) 能显示血流范围

(6) 可同步显示心电图曲线

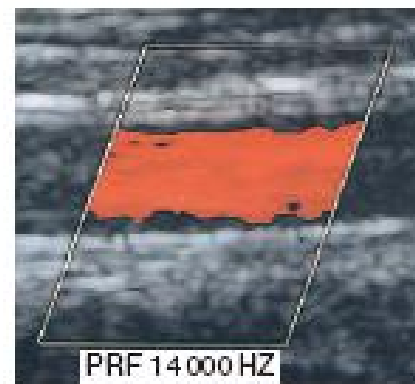




A



B

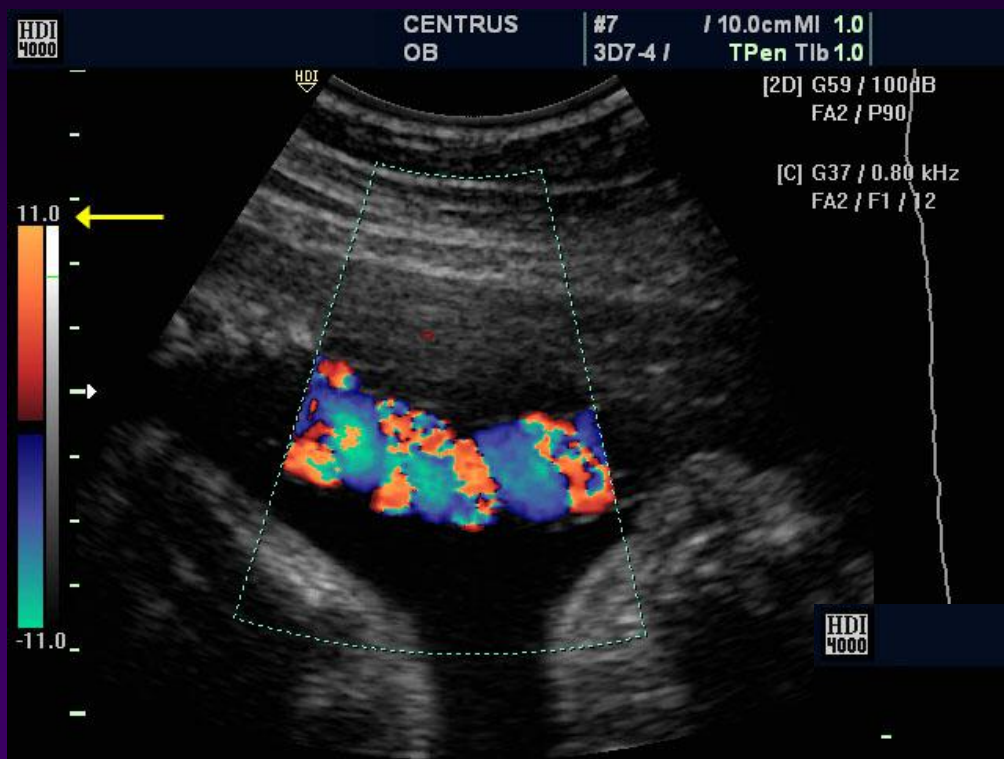


C

A 混叠会造成血管颜色的不正确显示

B 提高PRF可以消除混叠

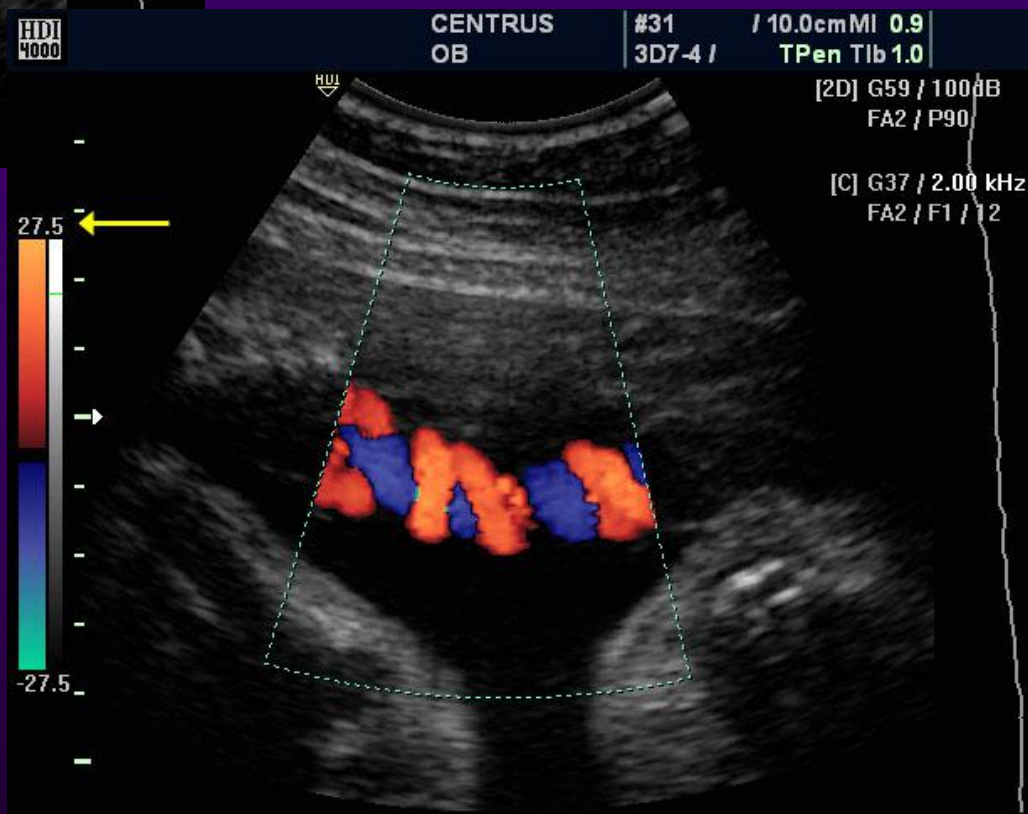
C PRF太高时可能会检测不到近血管壁处的低速血流



不同PRF设置造成的效果

PRF太低，图像模糊，噪声大

设置高些，较清楚.



二、彩色多普勒血流显像的特点

1.彩色多普勒与B型超声的比较

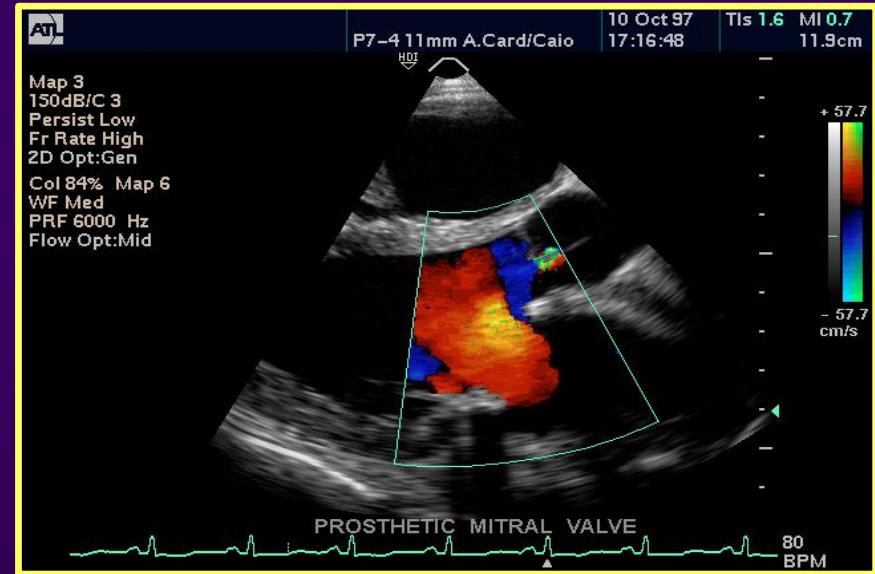
2.彩色多普勒与频谱多普勒

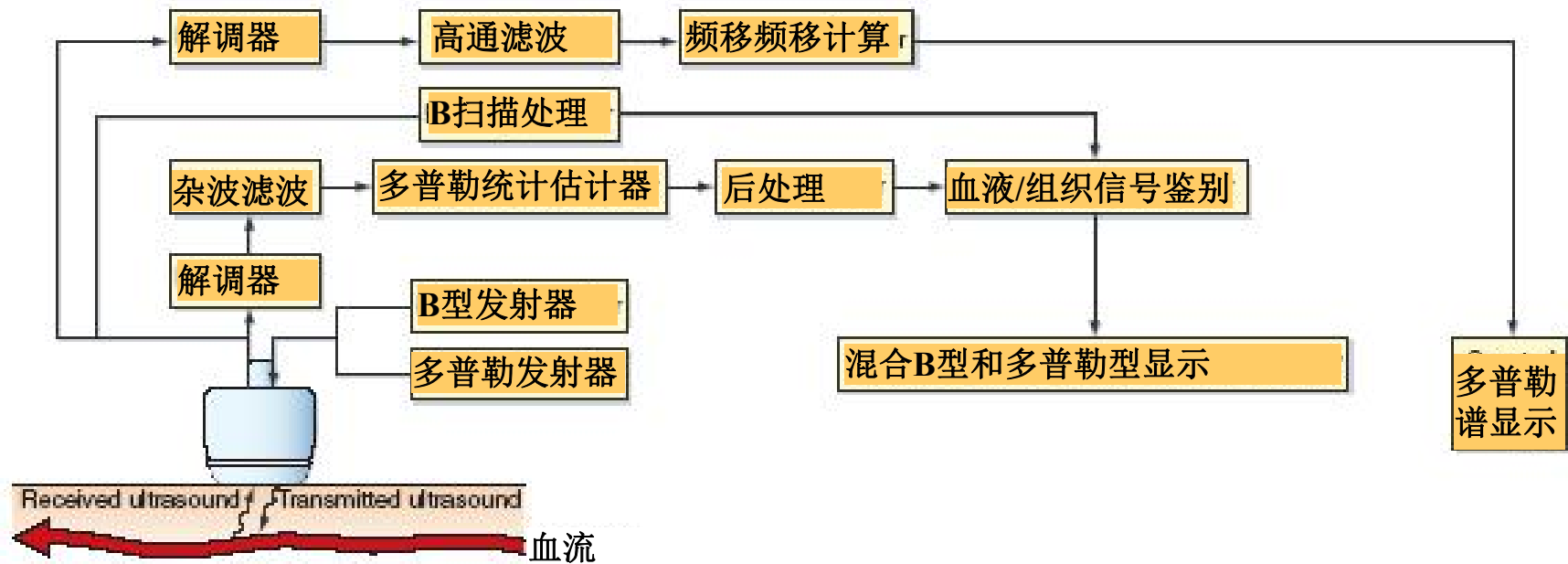
三、 彩超的局限

1. 显示高速血流时易出现色彩重叠以及镶嵌图像。
2. 不能定量分析峰值流速
3. 易出现混叠现象

彩色血流成像

- 色彩的浓度受**血流量**等因素的影响
- 彩色多普勒可以检测到比较小的血管（和一般B超比较）
- 缺点之一是一些固体粒子团或噪声的颜色会覆盖住本应显示的液体的颜色
- 彩超的空间分辨率比一般的灰度超声影像要低些





彩色血流超声检测设备基本组成

Power Doppler能量（功率）多普勒

- PD可以用于探测较低速度，但是牺牲了方向和大小的信息
- 仅仅使用返回多普勒信号的强度特征
- 较标准的彩超要敏感些
- 血流方向不同，信号并没有区分能力

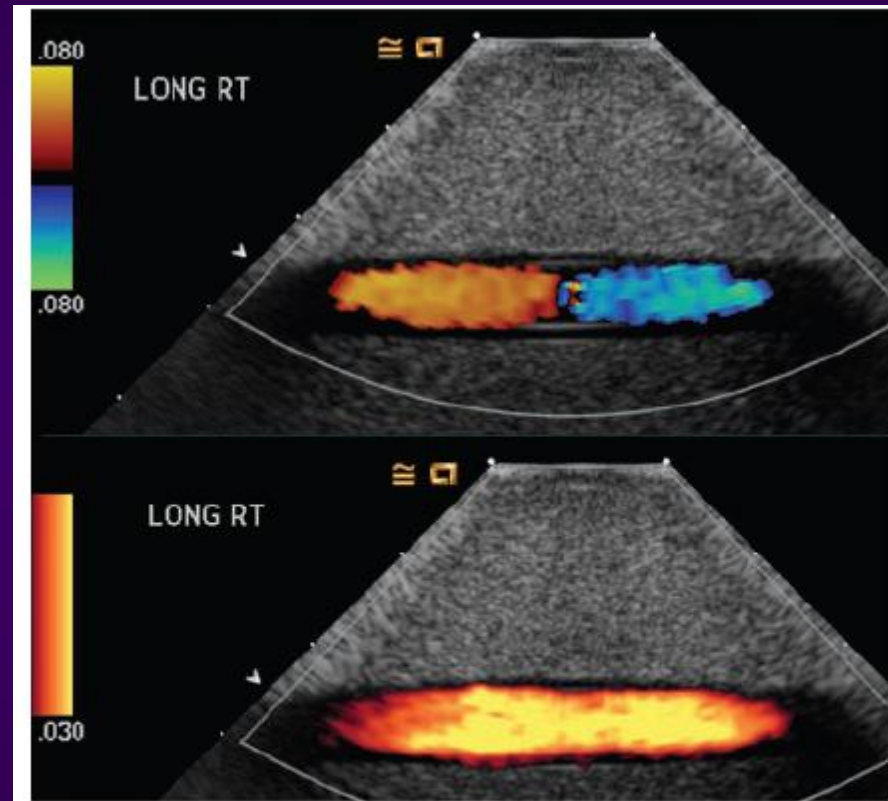
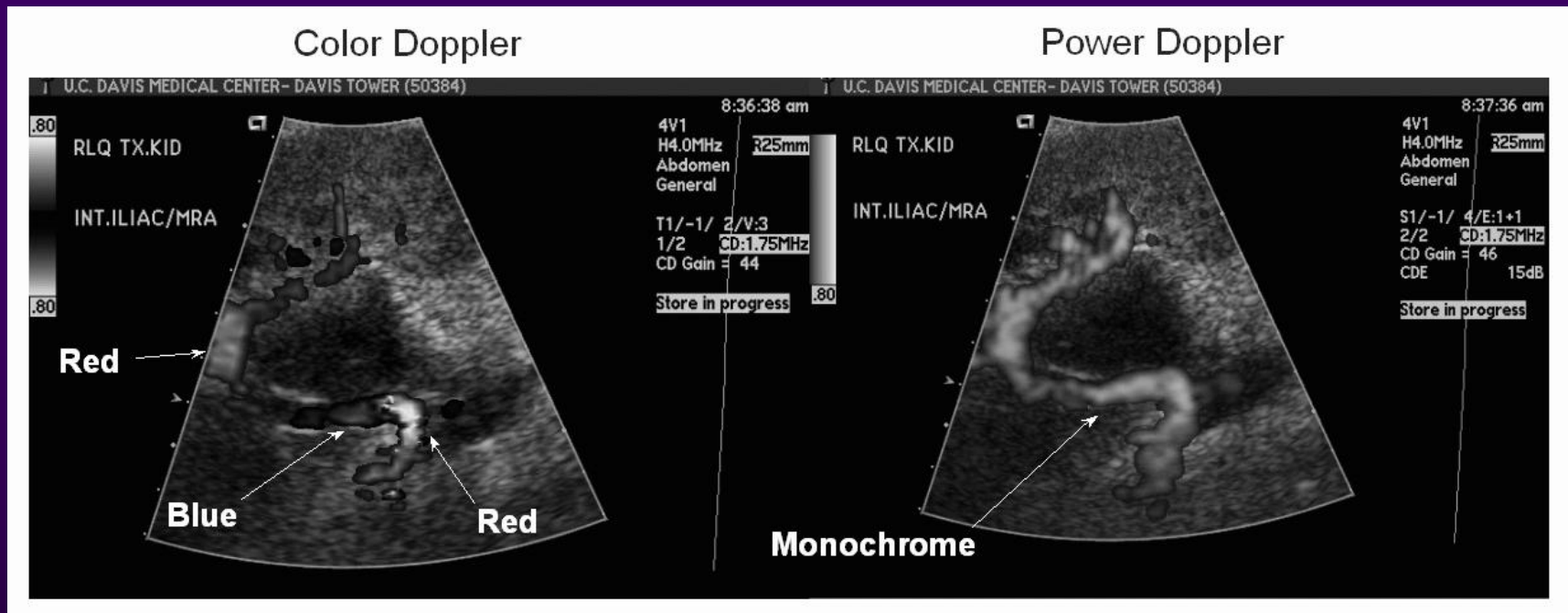


Figure 10. Color flow (top) and power Doppler (bottom) images of the same phantom under the same conditions. The directions of flow toward and away from the transducer are seen in the color flow image (top). The power Doppler image (bottom) displays only the intensity of the Doppler shift.

能量多普勒

- 在和血管垂直区域PD可以较敏感检测出信号，一般多普勒在此区域是信号丢失的
- 流动方向性就无法保证了

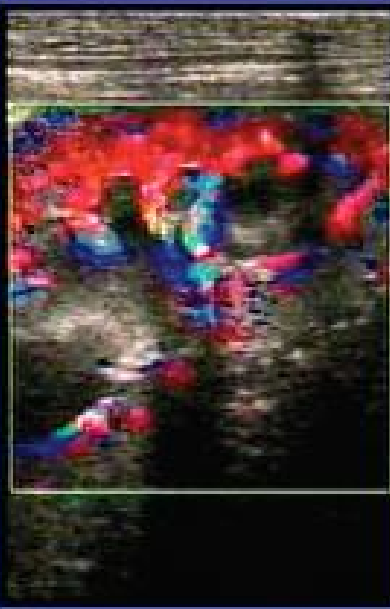


多普勒成像

灰度值图



速度多普勒图



功率（能量）多普勒图



谐波成像



§ 2 超声多普勒系统的一般特性

1 基本框图

- 发射、接收、处理和监测四部分；
- 还包括声束方位的换能器定位系统、计算机控制和处理、彩色监视器等；

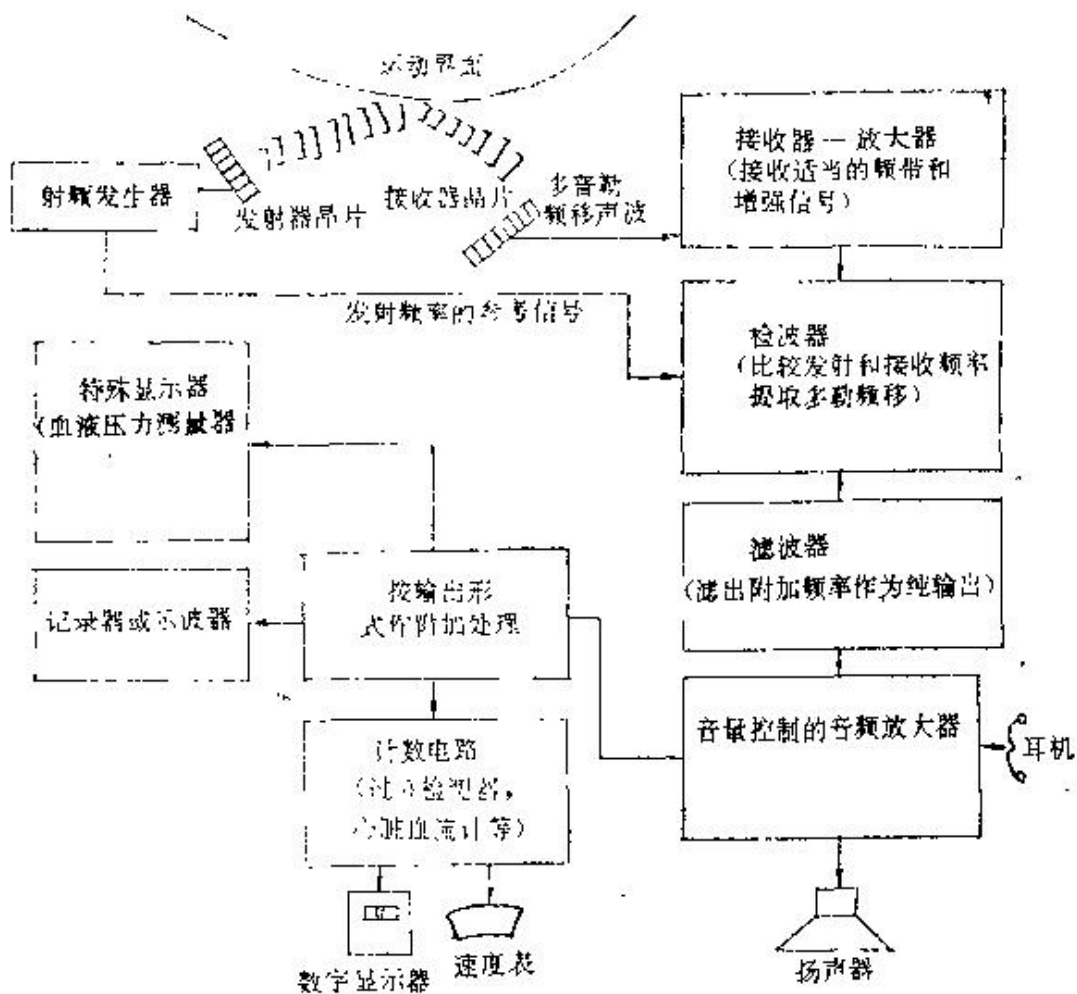


图8-5 超声多普勒系统的一般框图

2 信噪比和最佳频率

- 信噪比：有用信号和噪声的比值；
- 影响因素：
- 在最大散射面积、最小衰减损失和调整系统带宽之间权衡；

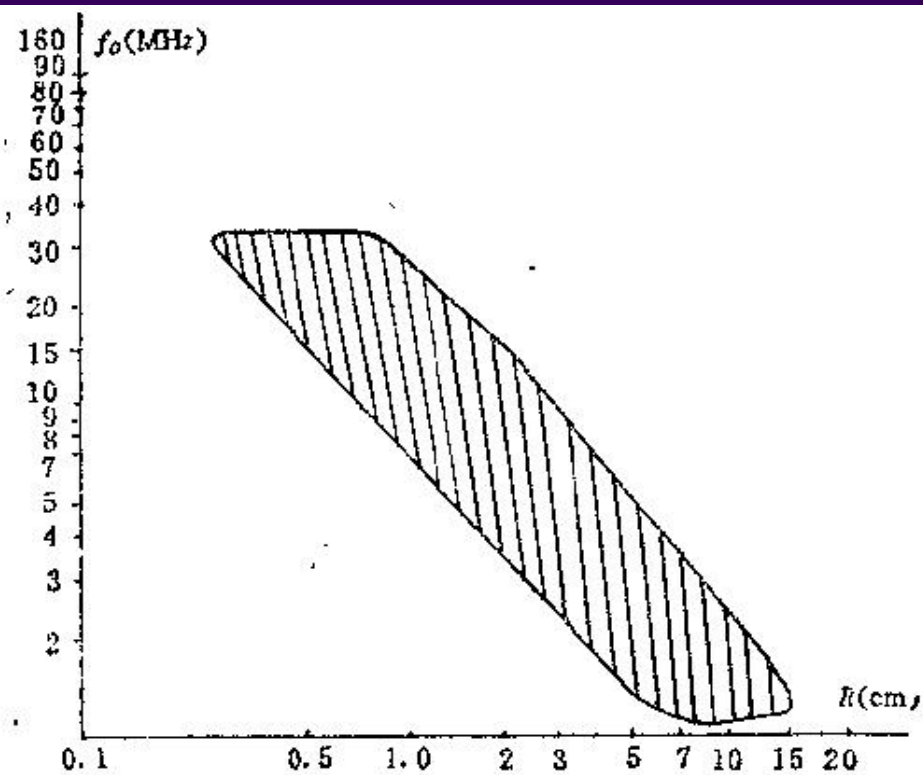


图8-6 最佳发射频率与穿透深度的关系

3 发射功率

- 平均功率越大，系统灵敏度越高；
- 但是必须考虑到生物组织的特性，根据用途选择超声功率；
- 脉冲多普勒的声功率要受脉冲重复频率的影响；

4 多普勒型超声换能器

- 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；

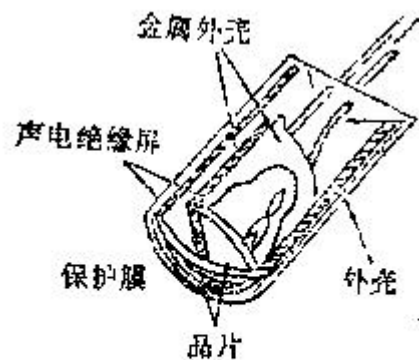


图8-7 超声多普勒型探头的基本结构

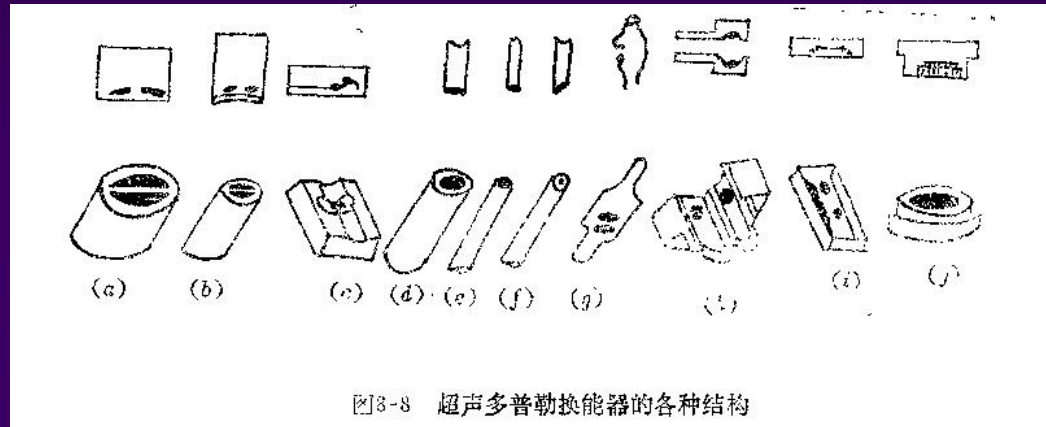


图8-8 超声多普勒换能器的各种结构

- 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；

图8-9 连续波多普勒系统框图

2 鉴频式多普勒超声诊断仪

先鉴频处理，再分档选频

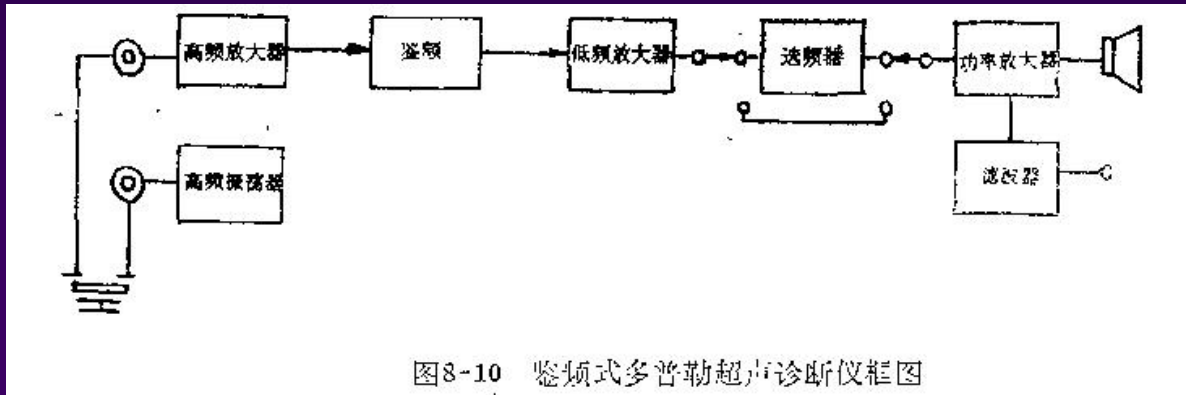


图8-10 鉴频式多普勒超声诊断仪框图

3 鉴相式多普勒超声诊断仪

正反向流动分别处理；

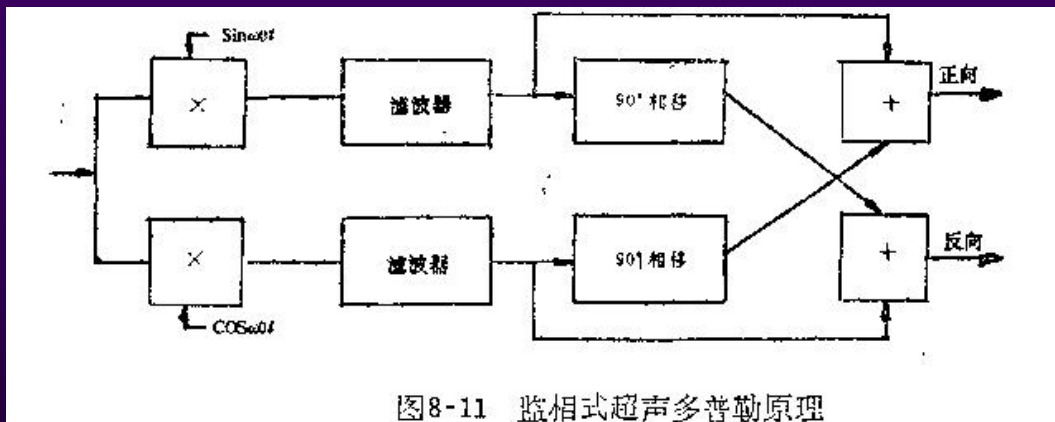


图8-11 鉴相式超声多普勒原理

§ 4 脉冲超声多普勒系统

1 概述

- 既要测距又要测速，原理上要复杂些；
- 可分为：

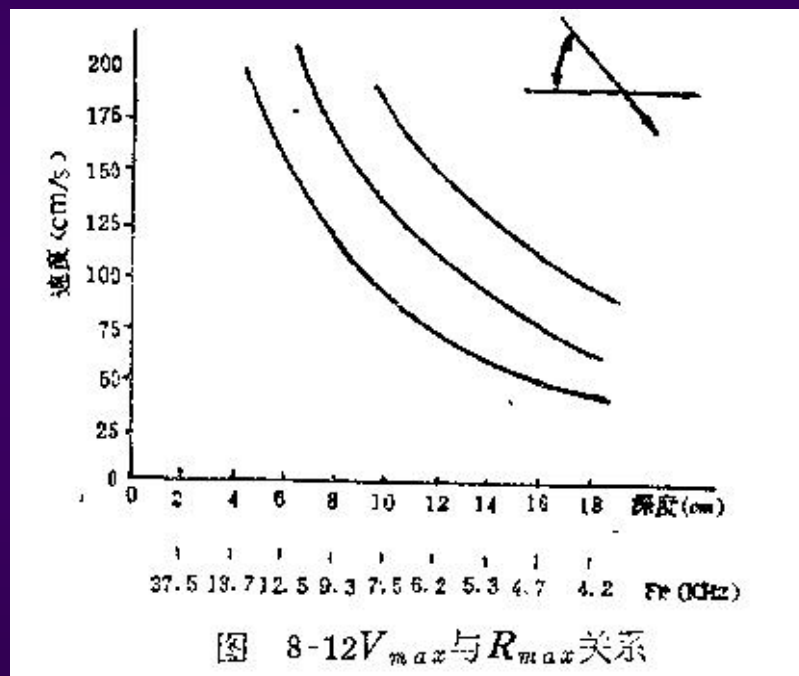
相干脉冲多普勒系统

随机噪声多普勒系统

调频脉冲多普勒系统

$$V_{\max} = \frac{C^2}{8f_0 R_{\max} \cos \theta}$$

最大速度、最大距离、载波频率和多普勒角之间的折衷选择；



2 相干脉冲多普勒系统

- 门电路控制只接收特定深度的信号，进行分析；
- 音频放大的是采样体积内的多普勒频移信号；
- 逐点选通，较费时；

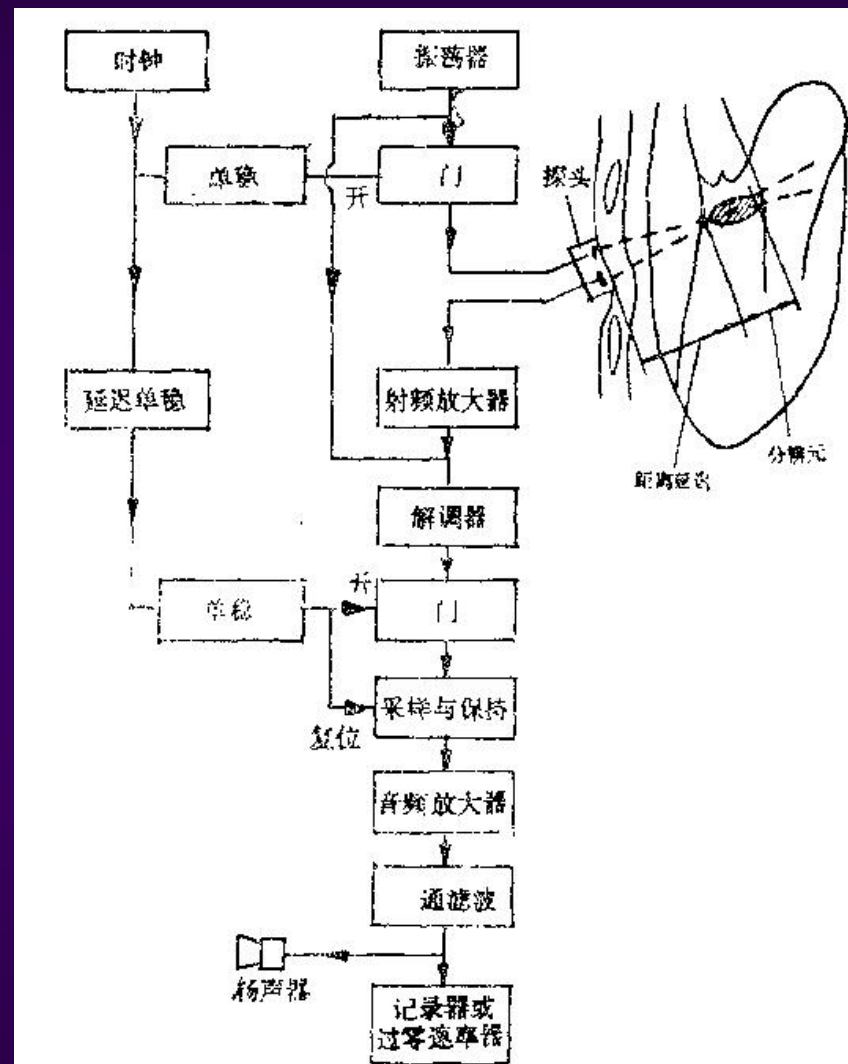


图8-13 脉冲多普勒系统原理框图

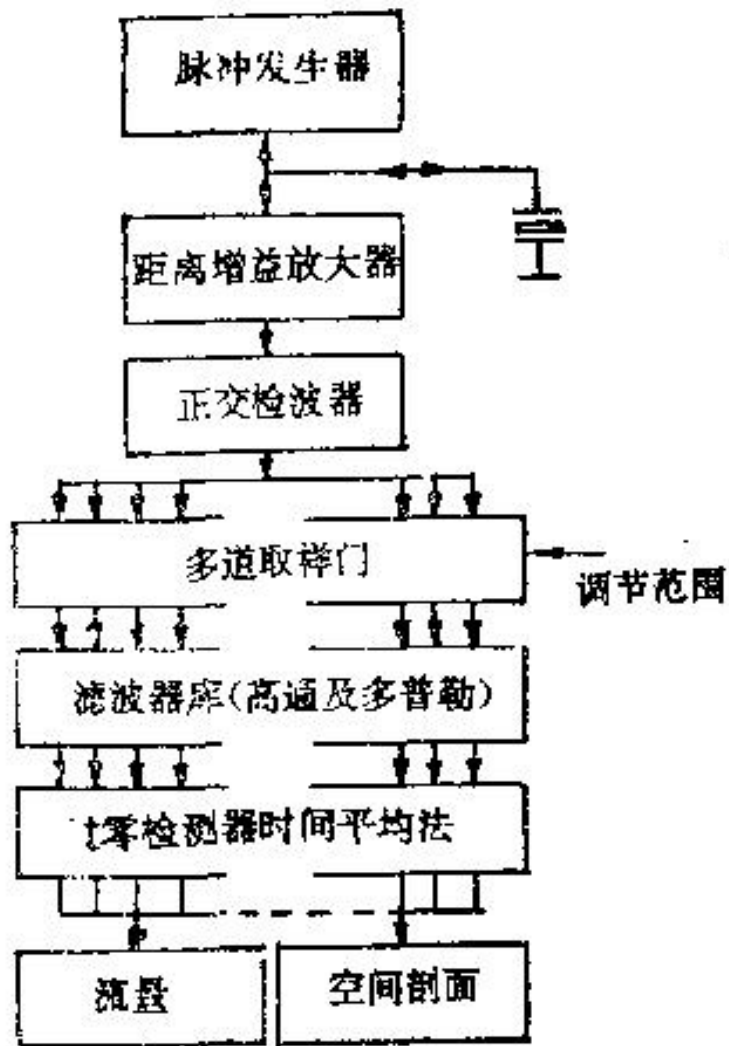


图8-14 多道脉冲多普勒原理图

- 采用**多点多道**取样，同时采集节约扫查时间；
- 处理过程中，为简化计算，采用相干处理；

3 随机噪声多普勒系统

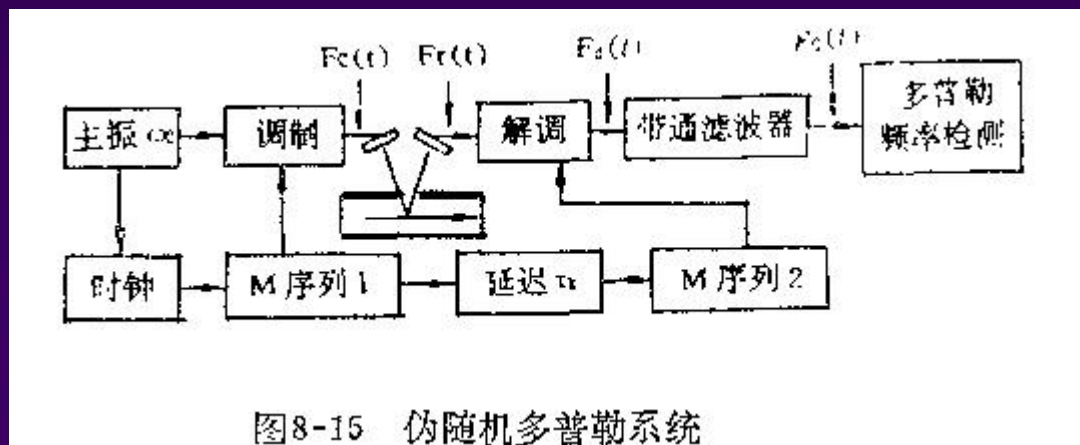


图8-15 伪随机多普勒系统

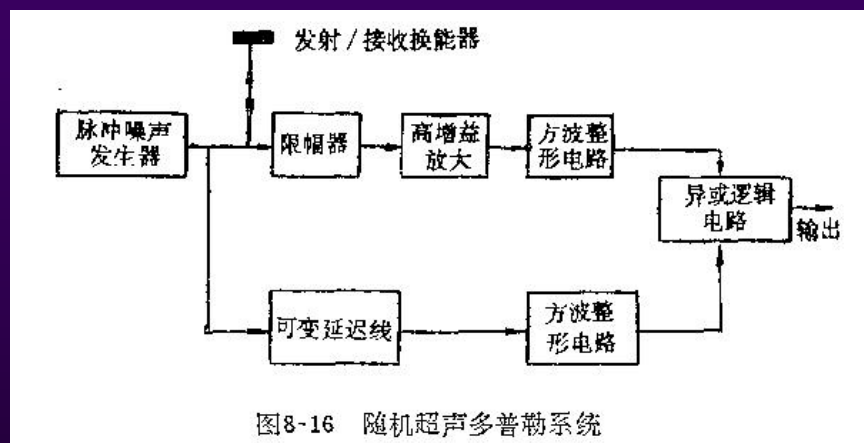
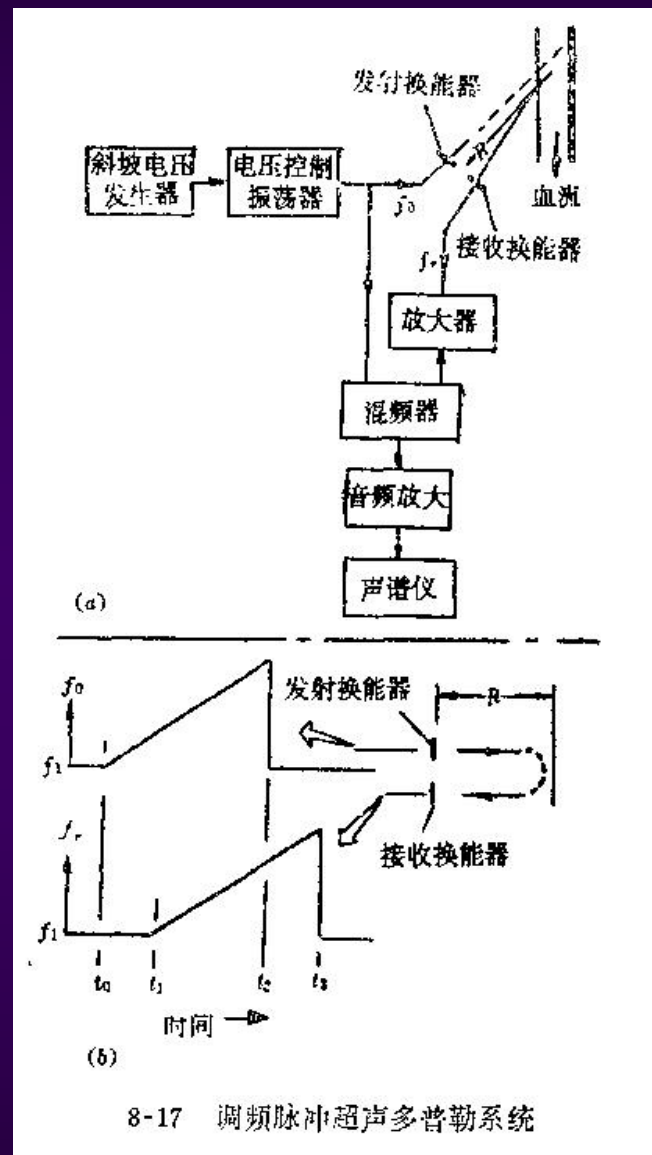


图8-16 随机超声多普勒系统

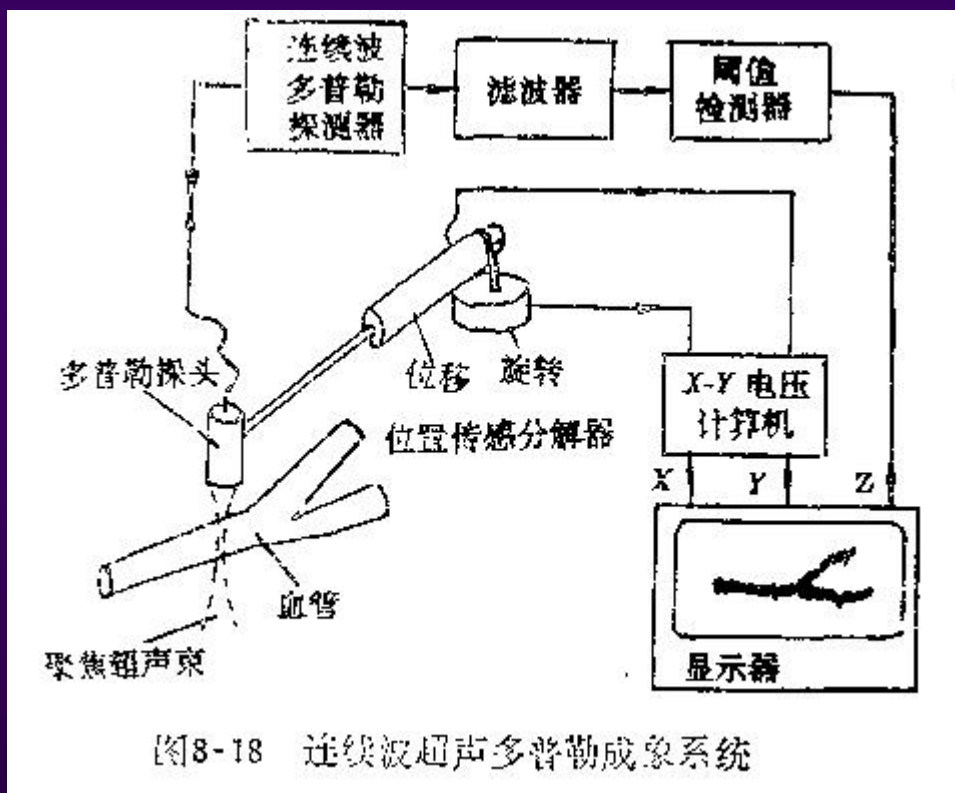
4 调频脉冲多普勒系统



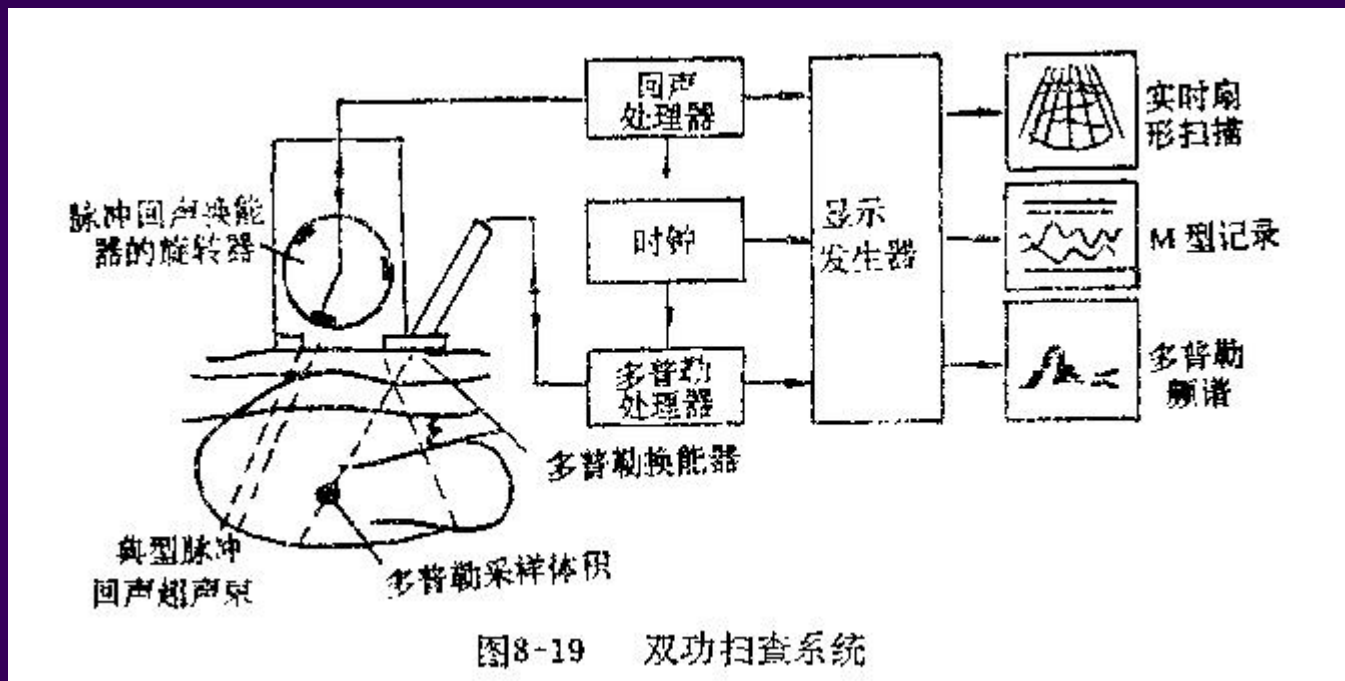
8-17 调频脉冲超声多普勒系统

§ 5 多普勒成像技术

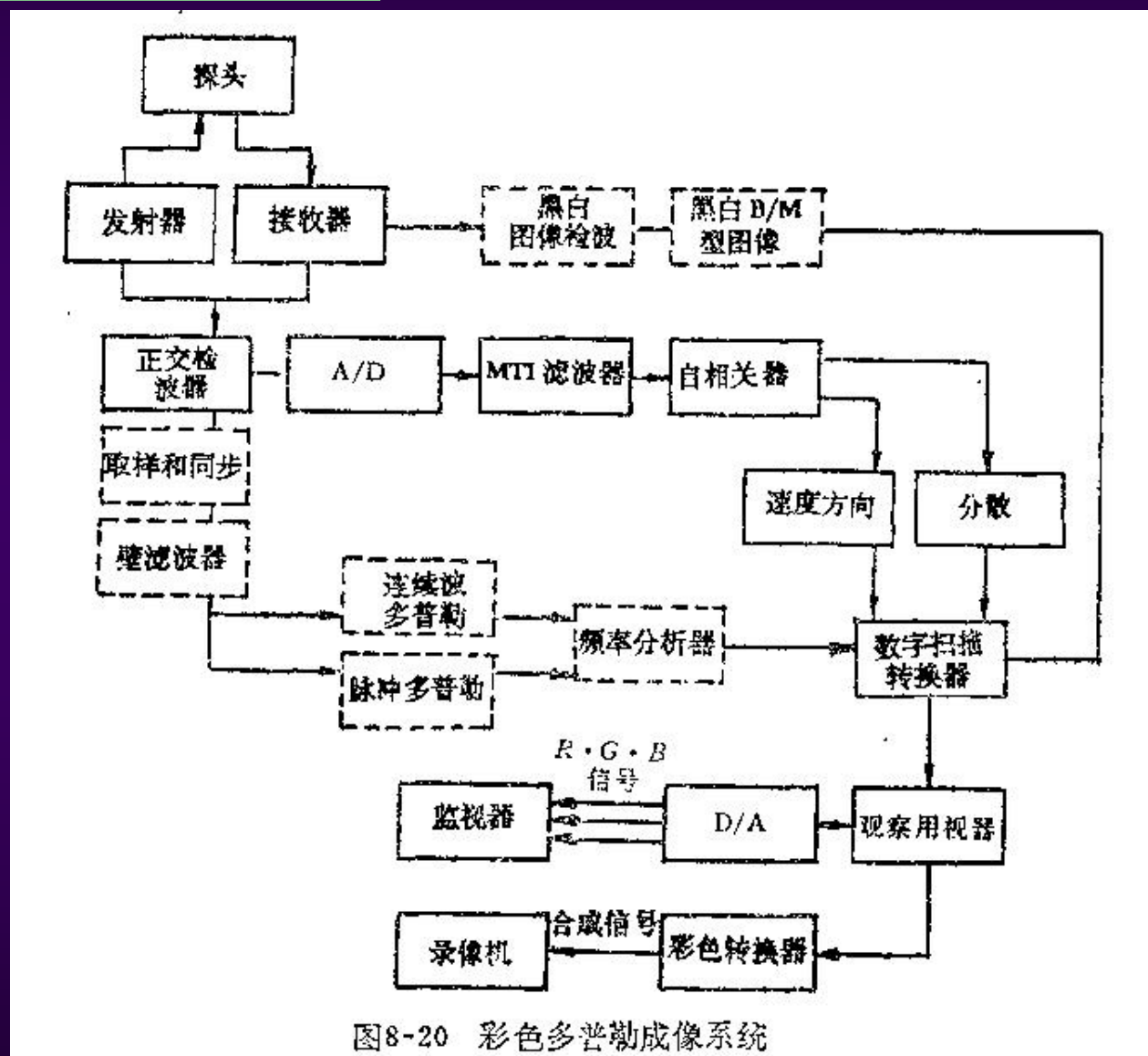
1 连续波超声多普勒成像



2 脉冲多普勒双功扫查成像系统



3 彩色多普勒成像系统



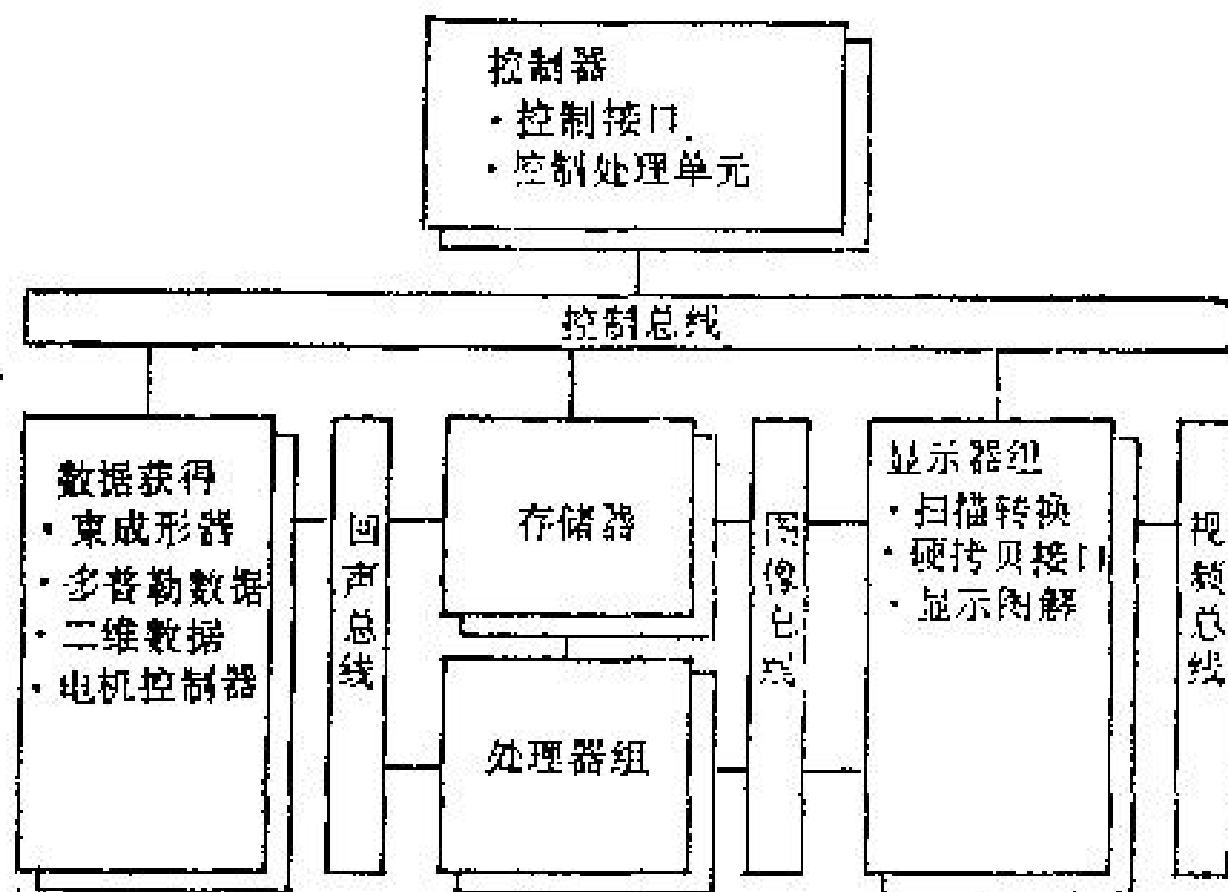


图8-21 全数字处理的多功能B型超声成像系统

超声图像的质量评价

评价超声图像的质量参数

- 空间分辨力
- 清晰均匀性

一、空间分辨力

横向和轴向的分辨力 见前文

二、清晰均匀性

对比度分辨力

图像的均匀性

1. 对比度分辨力

指超声仪可显示不同灰阶细微差别回声的能力。

影响因素：1) 像素数目的多少
2) 扫描声线数

2. 图像的均匀性

指在整个显示画面内，能提供均匀分布的分辨力和清晰度的能力。

图像的均匀性

- 超声图像通常要进行插值计算填补空白区域；
- 扇形超声显示使得图像均匀性更差；

三、声像图的特征

- 回声强弱
- 回声形态
- 回声分布

1. 回声强弱

分为：

- 1) 强 回 声：脂肪组织
- 2) 中等 回 声：正常肝脏实质
- 3) 低 回 声：正常肾皮质
- 4) 无 回 声：正常充盈的胆囊

2. 回声形态

分为：1) 光团
2) 光斑
3) 光环
4) 光点
5) 光带

3. 回声分布

分为：

- 1) 均质性分布
- 2) 非均质性分布
- 3) 实质暗区
- 4) 液性暗区
- 5) 囊性暗区

声像图特征

- 1) 物理学特征：透声性、衰减、后方增强效应、量化分析、谱分析。
- 2) 形态学特征：指人体器官、组织病变的形状、构造方面的病理学特点。

四、伪像及其形成原因

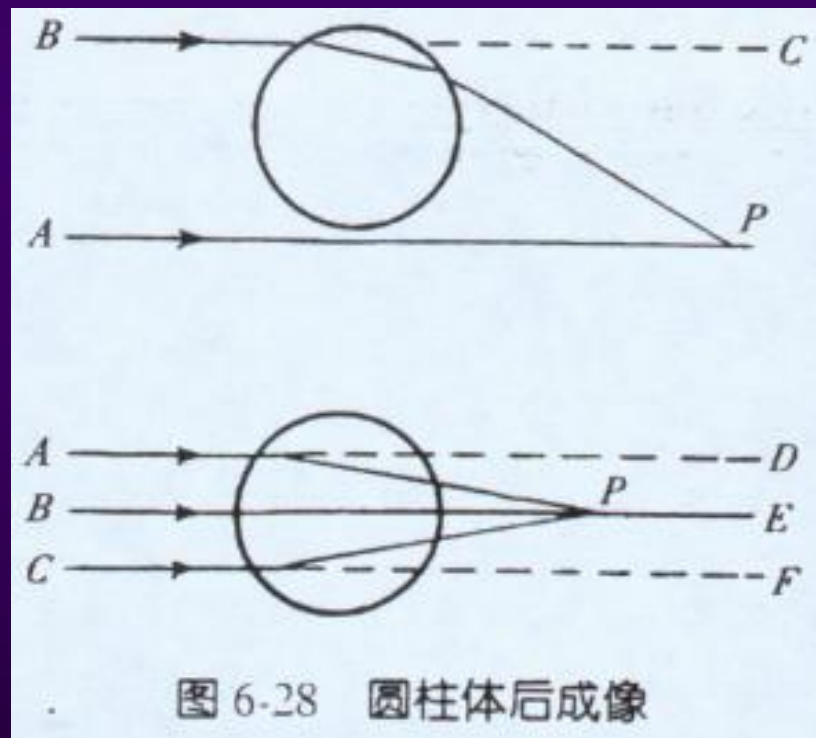
伪像：不代表目标的结构和特性的图像。

形成原因：

1、超声图像形状与位置的失真

由折射、反射失真引起。

本质：声速发生变化



2、超声图像亮度的失真

图像亮度 $\propto$ 回波强弱

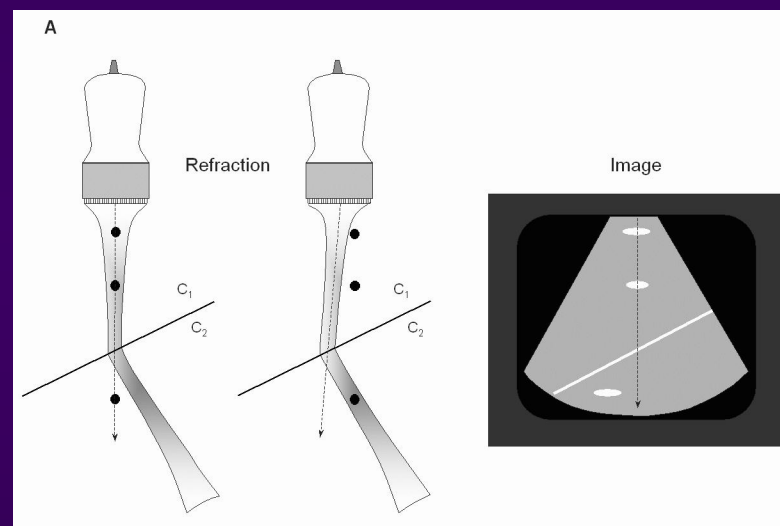
若此条件不满足，则出现亮度失真.

原因：

- 1) 媒质不均匀性
- 2) 因反射或折射产生的回波伪像与原区域回波重叠，亮度增强。

超声伪影

- 伪影主要是由于不正确的现实组织结构或图像中的噪声引起的
- 折射失真-主要是指图像几何位置的错位



五、伪像分类与识别

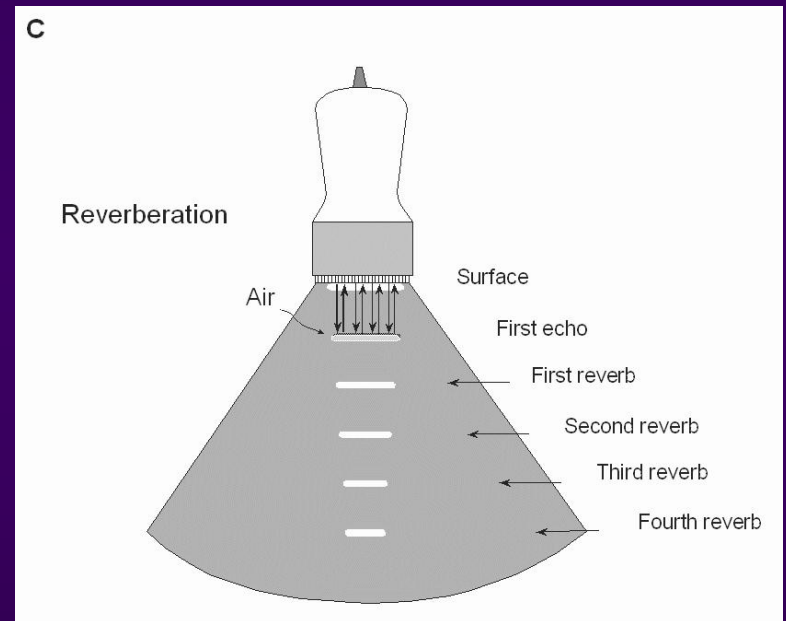
1、混响

混响伪像：由多次反射或散射使回声延续出现的现象。

识别方法：1) 侧动探头
2) 加压探测



- 混响伪影
- 两个较强界面直接的来回声反射，探头和皮肤表面或空气夹层
 - 回声来回反射，影像就没有信号
 - 通常称为彗星伪影



2、切片厚度伪像或部份容积效应

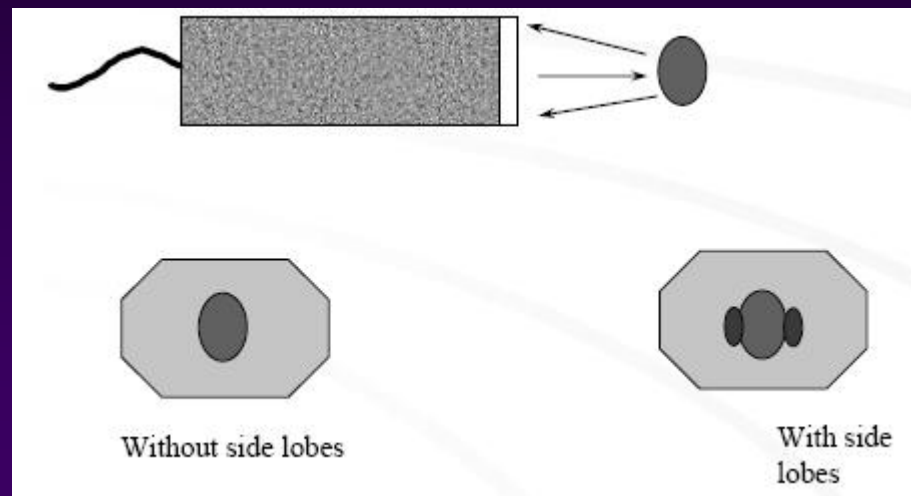
- 识别方法：改变体位

3、旁瓣伪像

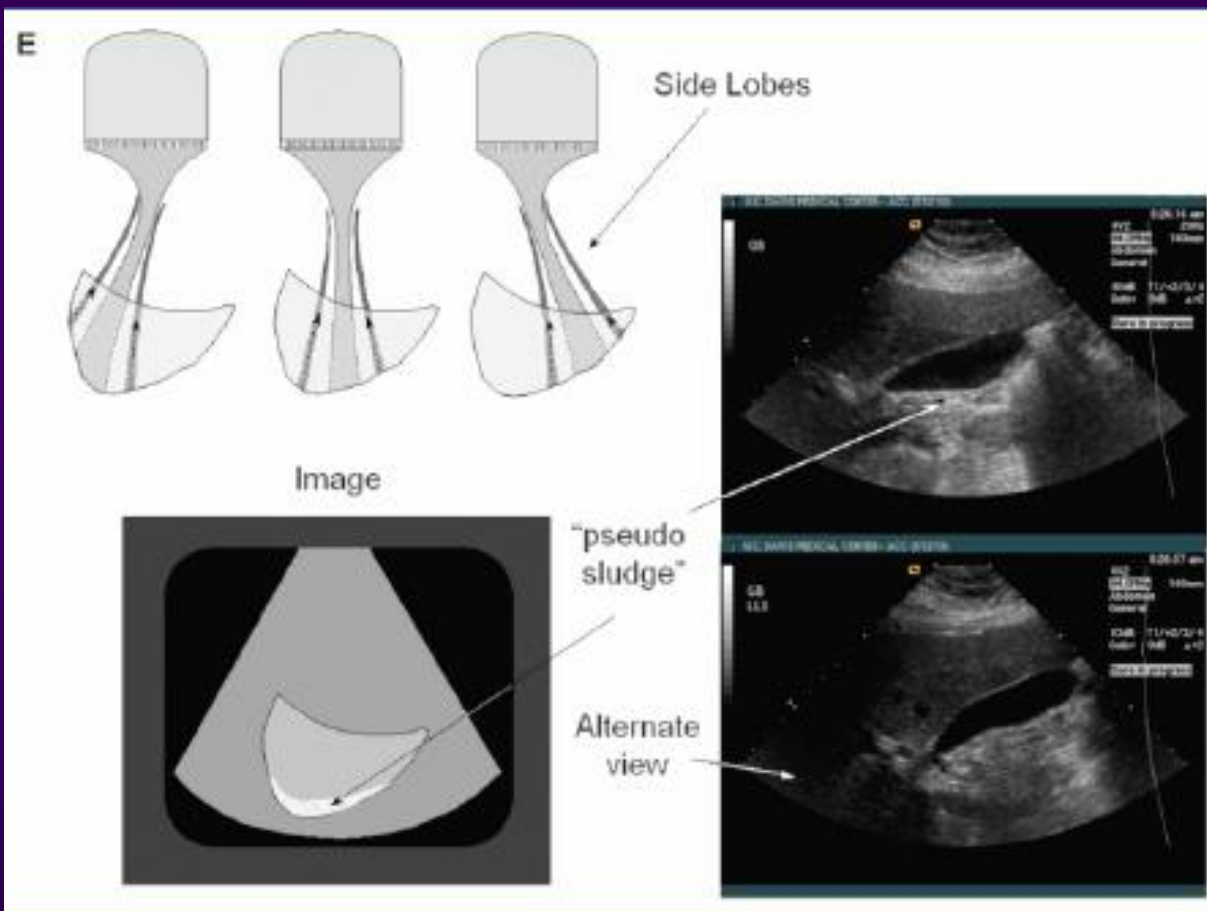
影响因素：

- 1) 倾斜界面
- 2) 结石、肠气等界面的强反射

识别方法：改变探头位置和角度探头位置
或角度



Side Lobes



4. 声影

指脏器、病灶或物体后方超声达不到的区域。

表 现：一条无亮光的黑带（无回声）



形成原因：

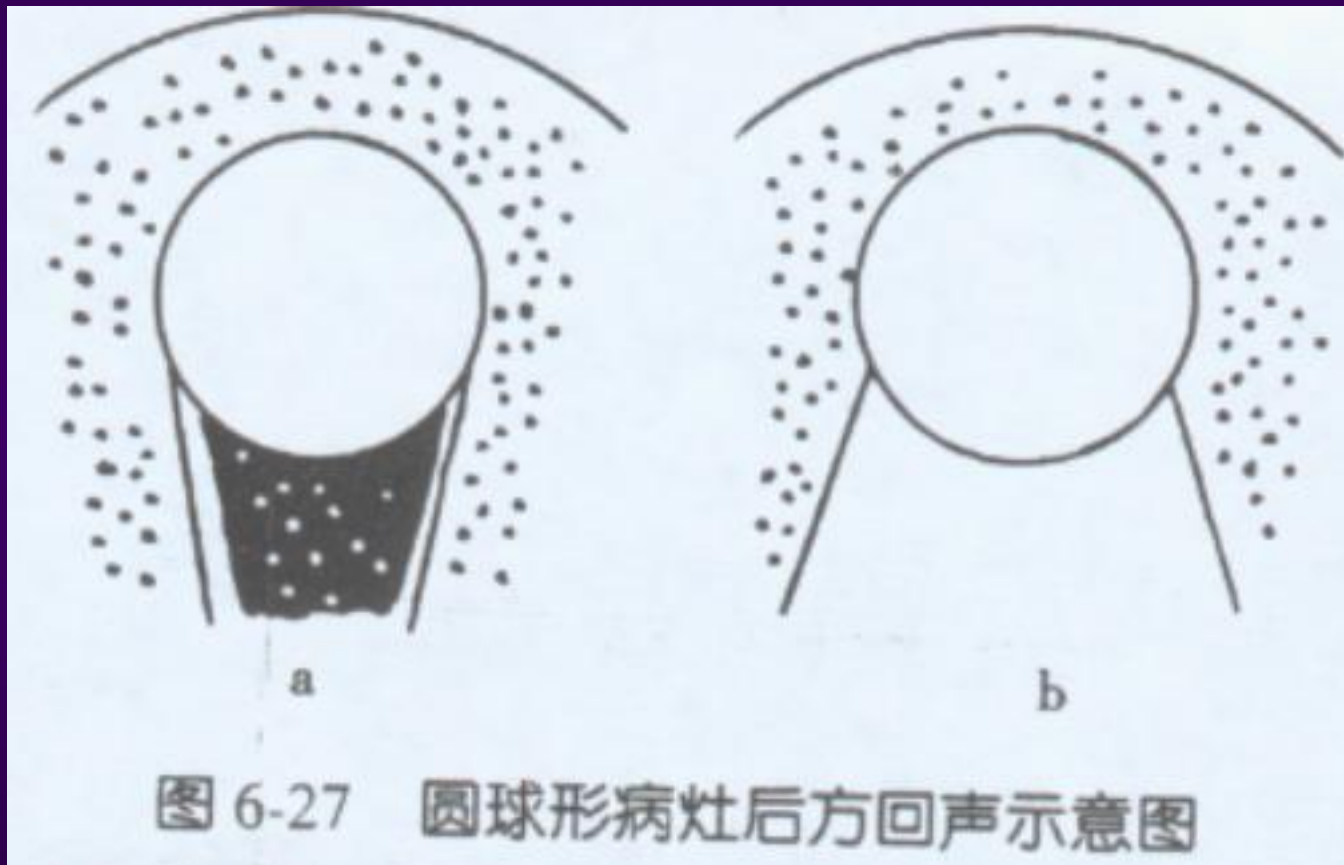
1) 强反射、强吸收引起声影

声影特点：强光点或强光团后有一条
暗带无声区。

2) 折射引起的侧后声影

前提：园形、椭圆形病灶或脏器病灶
或脏器声速 $>$ 前方软组织声速
折射声影出现在球形器官或病灶两侧

曲线形物体后侧没有垂直型回波造成声影



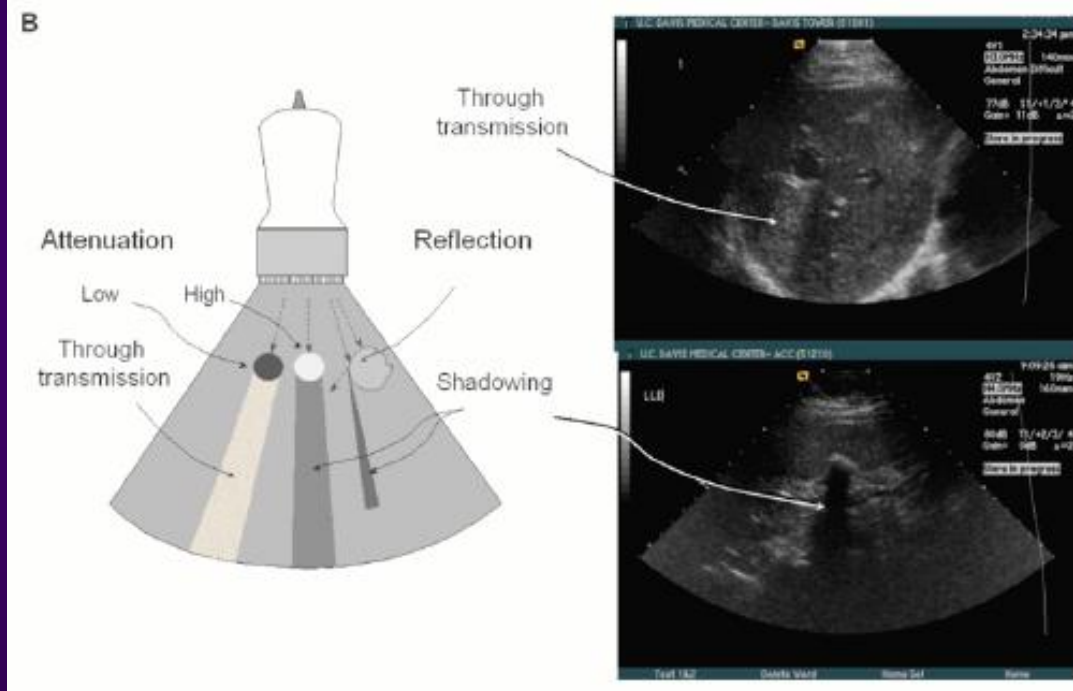
5. 后方回声增强

超声束传播过程中，遇到对超声波吸收、衰减甚小的脏器、病灶或媒质时，后方出现比周围同深度组织较强回声的亮区的现象。

后方回声增强常出现于囊肿，脓肿及其它液区的后壁。

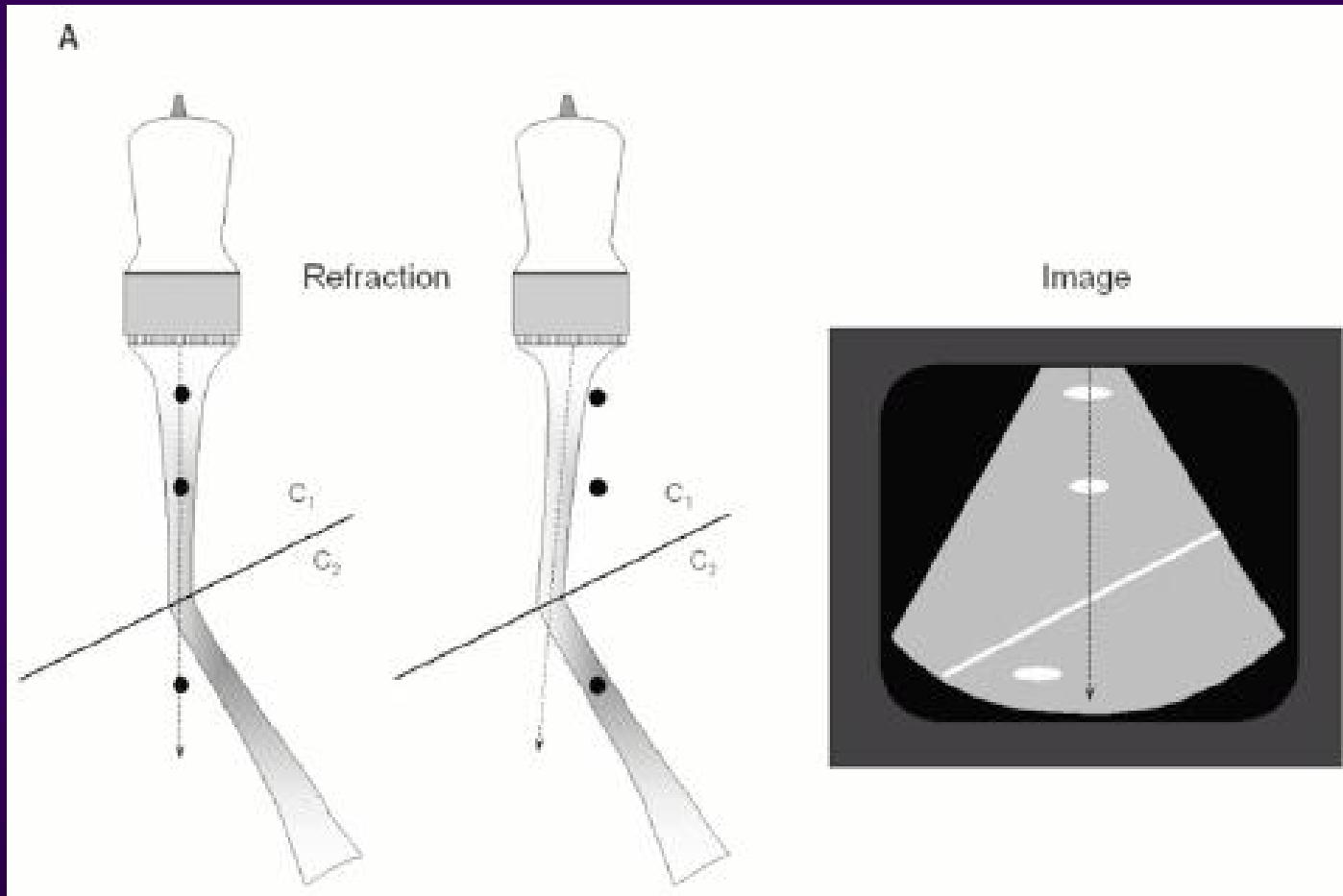
声影和后方回声增强

Shadowing and Enhancement



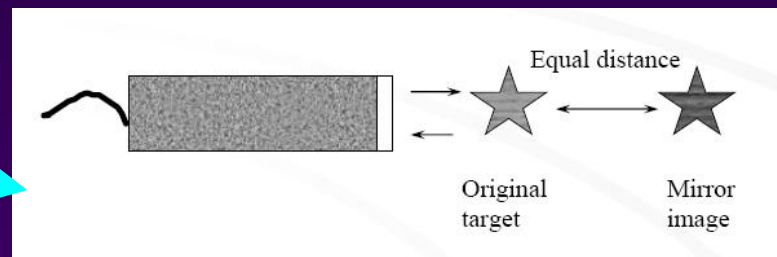
6. 折射声影

Refraction

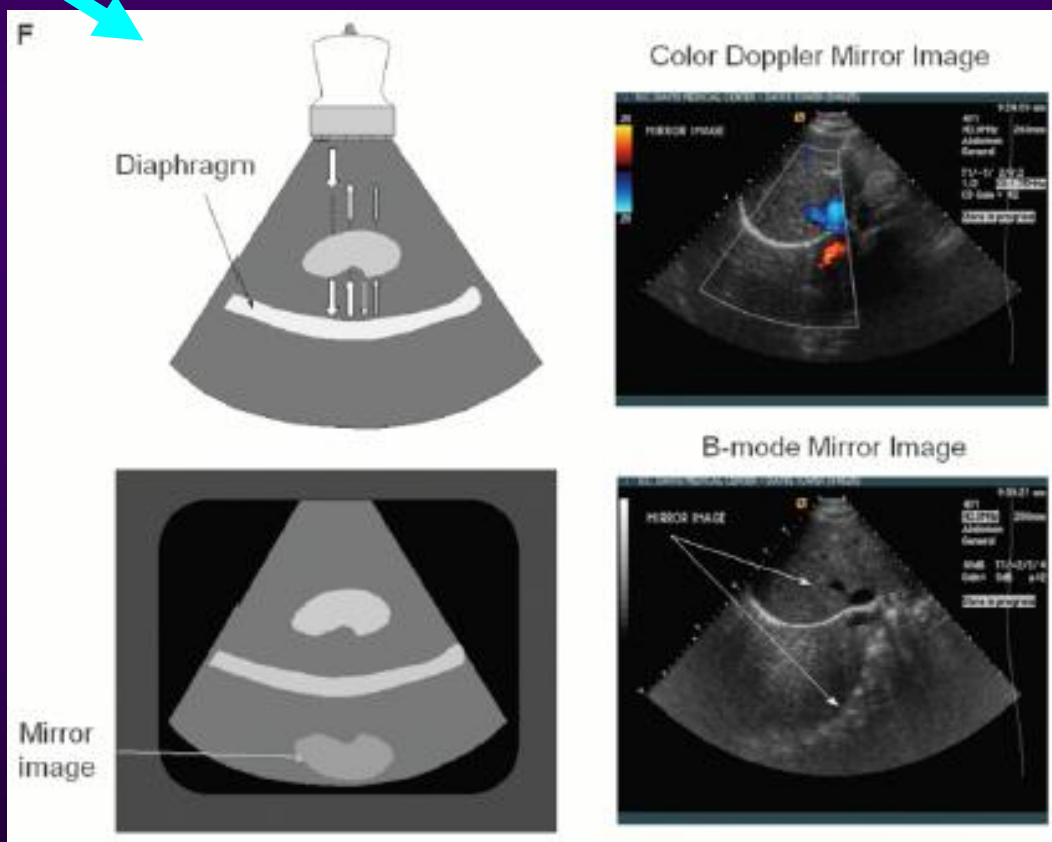


7.多途径反射伪像

8.镜面伪像

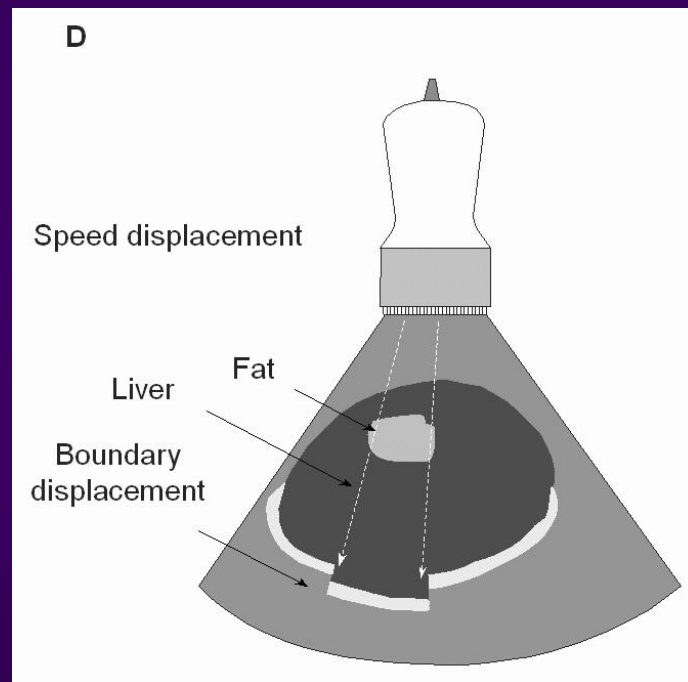


9.透镜效应伪像

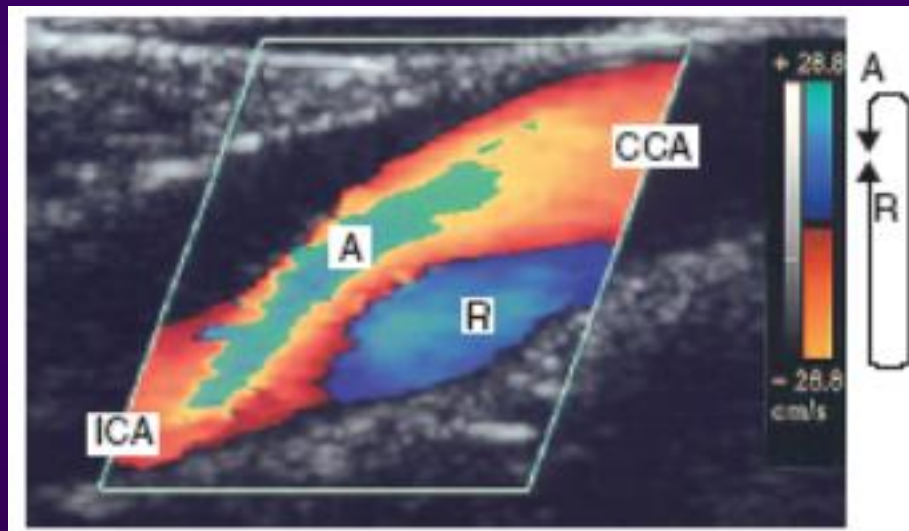


速度变化伪影

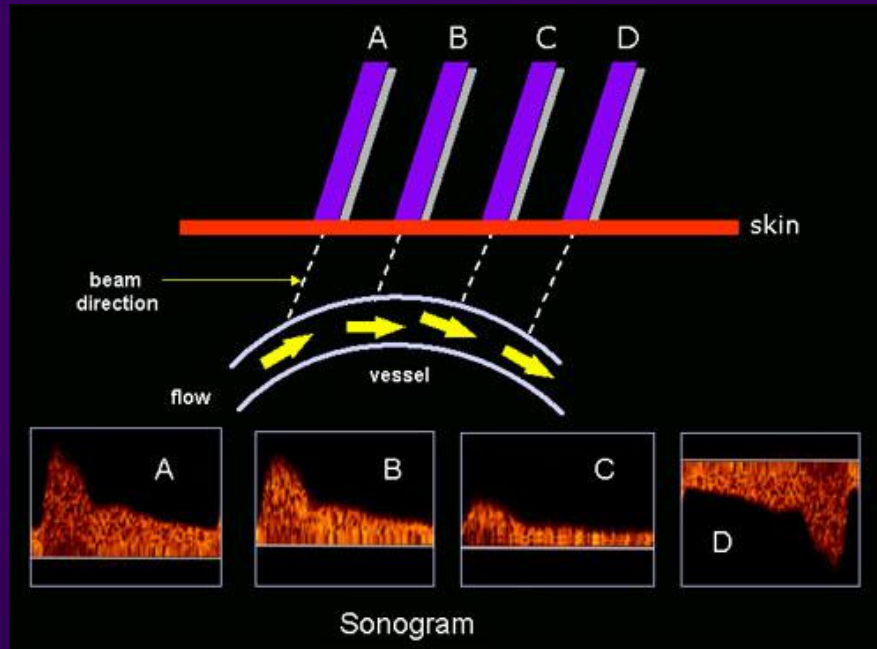
- 由于声速变化引起的
 - 如脂肪中声速较慢，造成返回信号慢些，对于其后距离估计产生6%的误差



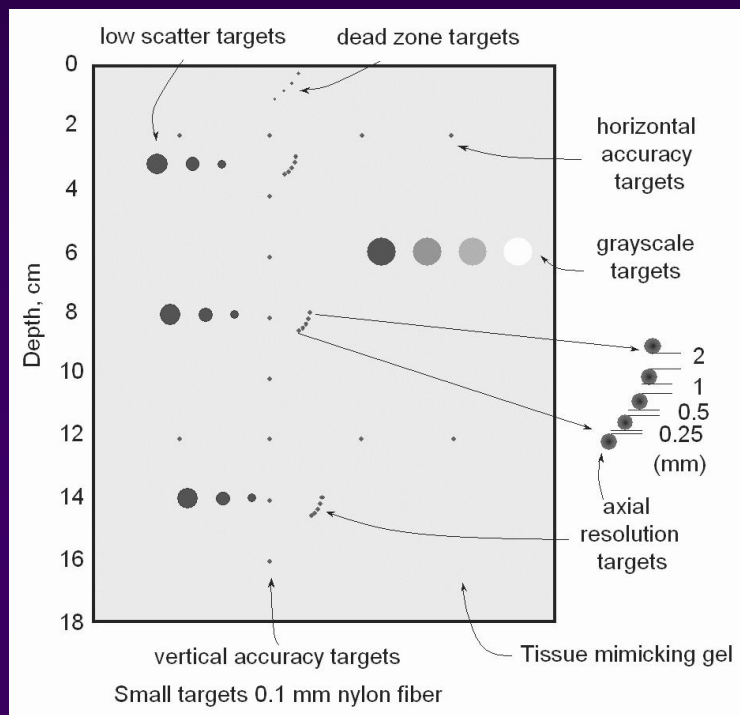
多普勒混叠



角度对彩超的影响



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)

