

第二章 医学超声物理基础

影像系影像设备教研室

本章内容

- 振动学基础
- 超声及超声特点
- 超声传播特性
- 超声的非线性
- 超声的其他物理性质

信息流

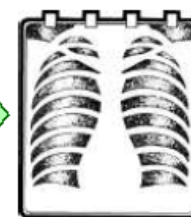
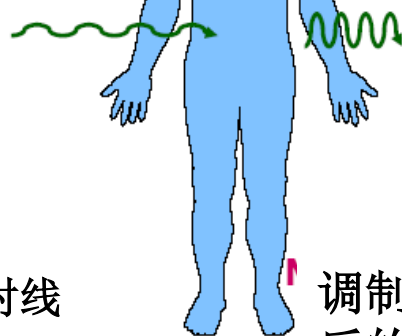
能源

组织

探测器

处理

显示



X射线
gamma射线
超声
射频信号等

调制后的
能量

电信号

影像
数据

换能器中产生

超声，机械能的
传播

换能器中转化
为电信号

处理和显示

§ 1 振动学基础

声学是声波的物理学，是研究机械振动在弹性媒质中产生，传播作用，接收和处理的科学。

声波是弹性媒质质点受振源作用后产生机械振动的表现。

振动和声互为因果。

一 质点的自由振动

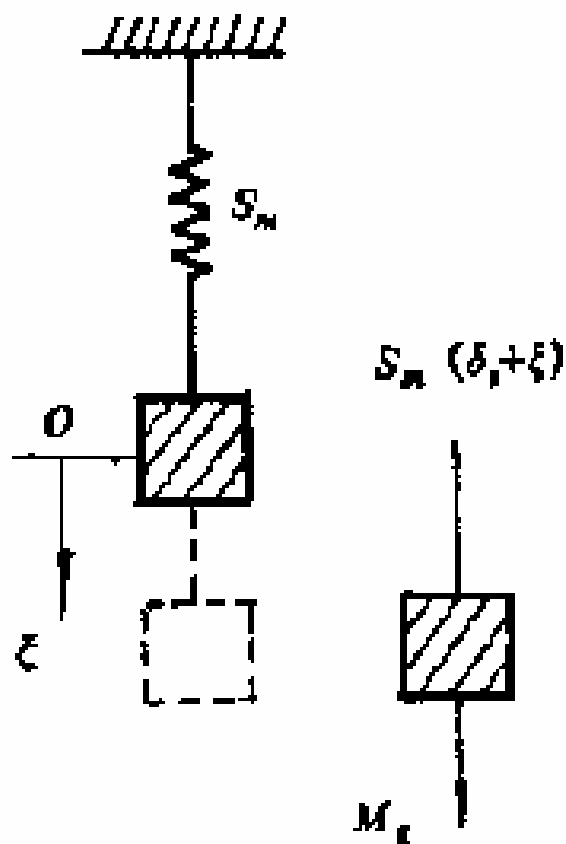


图2 1 质点的自由振动

(一) 运动规律的数学描述

质点系统：物体质量集中在一点；

质点自由振动：最简单的一种振动形式，外力作用质点-弹簧系统后移去开始振动。

$$M \frac{d^2 \xi}{dt^2} = -S_m(\delta_s + \xi) + Mg,$$

一 质点的自由振动

$$M \frac{d^2 \xi}{dt^2} = -S_m (\delta_s + \xi) + Mg,$$

S_m 是弹簧的**劲度**，即弹性系数；

有时也用倒数来表示。 $C_s = 1/S_m$ ，称为**力顺**

δ_s 是质量块重力引起的弹簧静态伸长，

$$Mg = S_m \delta_s$$

故质点的运动方程为：

$$M \frac{d^2 \xi}{dt^2} + S_m \xi = 0,$$

一 质点的自由振动

$$M \frac{d^2 \xi}{dt^2} + S_m \xi = 0,$$

引入一个参量 $\omega_0^2 = \frac{S_m}{M}$ ，称为振动圆频率；

$$\frac{d^2 \xi}{dt^2} + \omega_0^2 \xi = 0$$

质点自由运动的振动方程；

振动圆频率就是由 S_m 和 M 所决定的，其实反映的就是质点运动的规律性；

一 质点的自由振动

另一方面，我们从方程还可以知道运动的其他一些规律：

$$\xi = \xi_A \cos(\omega_0 t - \phi_0)$$

可以求出质点的速度和加速度：

$$v = \frac{d\xi}{dt} = v_A \sin(\omega_0 t - \phi_0 + \pi)$$

$$v_A = \omega_0 \xi_A$$



$$a = \frac{d^2 \xi}{dt^2} = a_A \cos(\omega_0 t + \phi_0 + \pi)$$

$$a_A = v_A \omega_0 = \xi_A \omega_0^2$$



一 质点的自由振动

这样一个周期性的运动中，质点加速度总是与其离开固定点O的距离成正比，方向指向固定点，该运动是一个简谐运动

简谐振动是周期运动的最简形式；

反映所处位置的是相位这样一个参数；

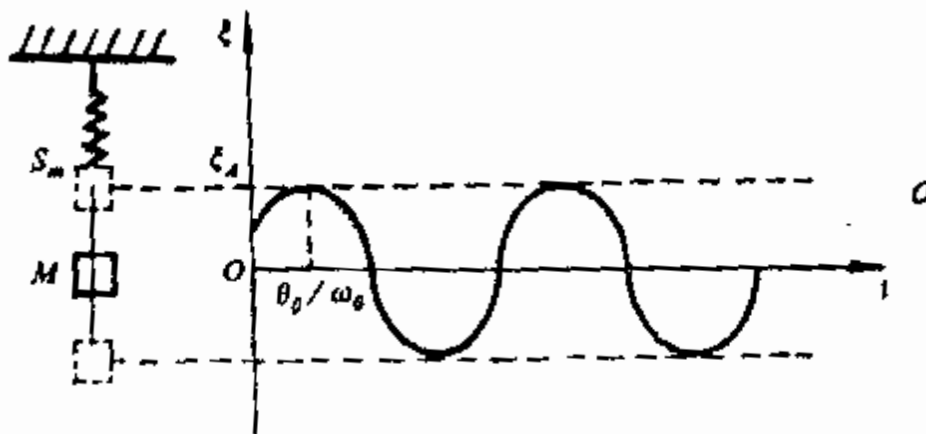


图2-2 质点自由振动位移随时间的变化

一 质点的自由振动

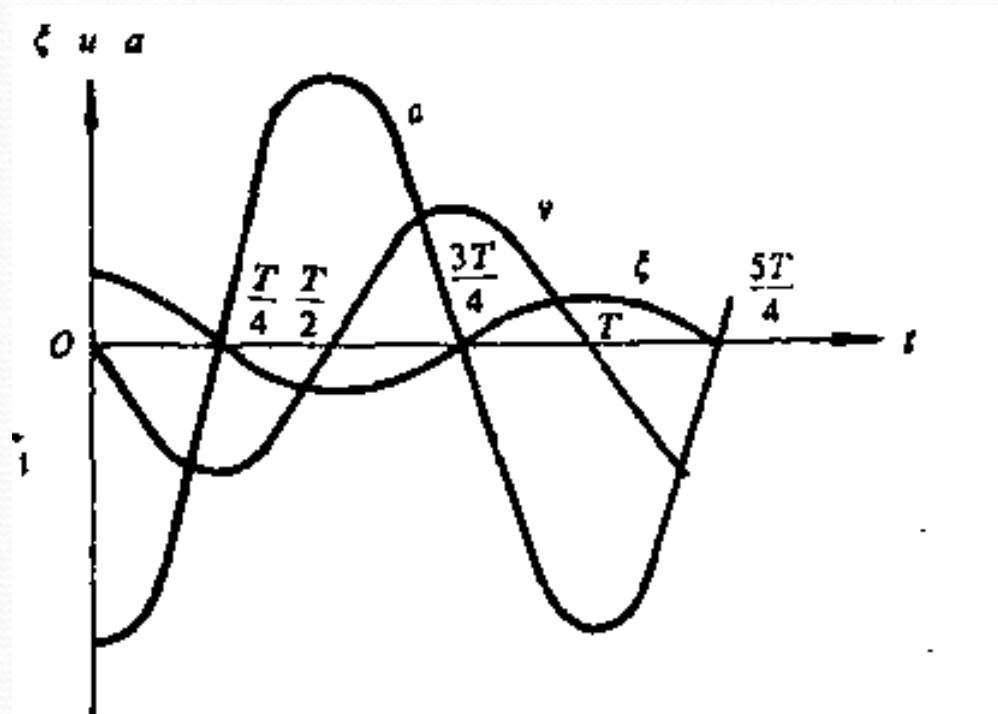


图2-3 位移，速度和加速度与时间关系

●周期T:

完成一次全振动
的时间，周期性振动
每重复一次所需时间
的最小增量；

一 质点的自由振动

频率f

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

周期性振动在单位时间内的周期数； 频率单位用赫兹表示 Hz

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{S_m}{M}}$$

当质点做自由振动时，其频率仅同固有参量 S_m 和 M 有关，而与初始条件无关，故也称固有频率

质量越大，力劲越小，固有频率就越低。

一 质点的自由振动

(二) 自由振动的能量关系

- 初始时刻振子从外部获得位能或动能，此后系统振动能量是两种能量之和；
- 两种能量分配比例有变化，最大位移时是最大势能，最大速度时势能为0，动能最大；

自由振动系统是一个能量守恒系统

二 质点的衰减振动

(一) 运动规律的数学描述

- 阻力导致了衰减，速度不大时，可以认为阻力与速度成线性关系，其方向与质点运动方向相反；

$$F_R = -R_m \frac{d\xi}{dt} \quad R_m \text{称为阻力系统，是正常数}$$

$$M \frac{d^2\xi}{dt^2} + R_m \frac{d\xi}{dt} + S_m \xi = 0$$

$$\frac{d^2\xi}{dt^2} + 2\delta \frac{d\xi}{dt} + \omega_0^2 \xi = 0$$

$$\delta = \frac{R_m}{2M} \text{称为阻尼系数}$$

• 二 质点的衰减振动

$$\delta^2 > \omega_0^2$$

过阻尼

$$\delta^2 = \omega_0^2$$

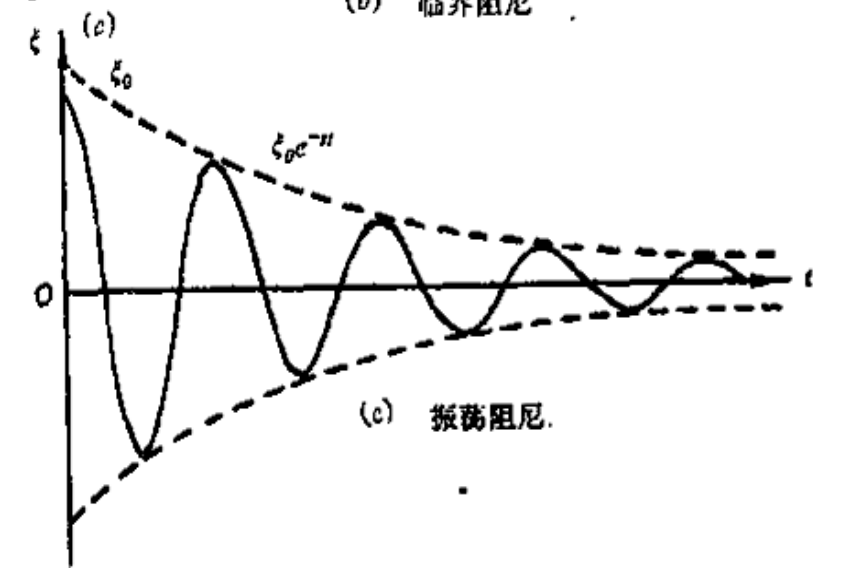
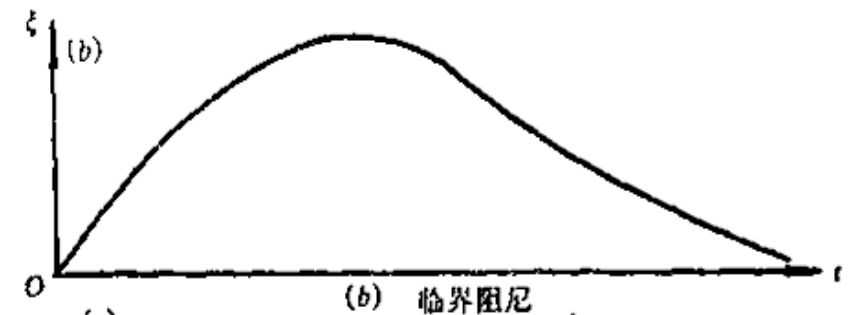
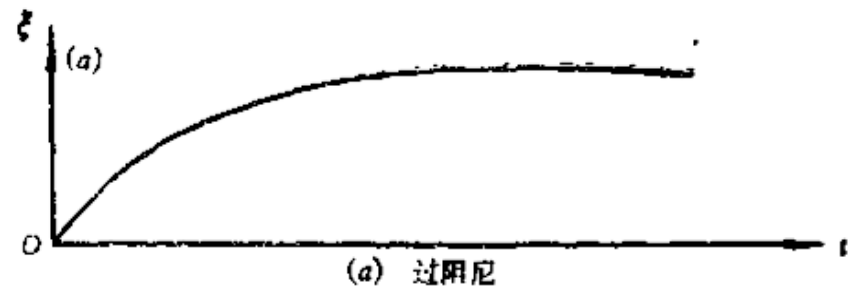
临界阻尼

$$\delta^2 < \omega_0^2$$

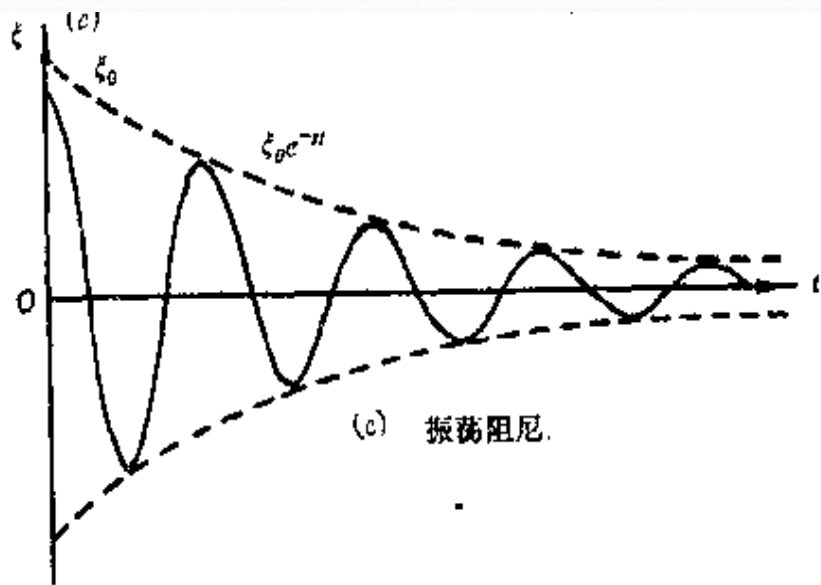
振荡阻尼

$$\xi = \xi_0 e^{-\delta t} \cos(\omega_0' t - \phi_0)$$

$$\xi = A(t) \cos(\omega_0' t - \phi_0)$$



二 质点的衰减振动



(二) 表示系统阻尼量的参数

1) 衰减模量 τ : 定义为振幅衰减为初始振幅的 $1/e$ 所需要的时间;

2) 对数衰减率 Λ : 一周期内振幅的对数衰减量;

3) 力学品质系数 Q_m : 振幅衰减到初始值 $1/e^\tau$ 所经过的周期数

二 质点的衰减振动

(三) 衰减振动的能量

由于阻尼的存在，质点振动系统的能量将随时间作指数规律衰减；

$$E = \frac{1}{T} \int_0^T E dt \approx \frac{1}{2} S_m \xi_0^2 e^{-2\delta t}$$

三 质点的强迫振动

(一) 运动规律的数学描述

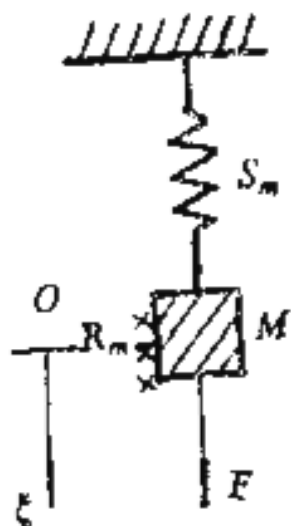


图2-5 质点的强迫振动

有阻尼的质点系统受到周期性

激励力 $F_A \cos \omega t$

强迫振动方程

$$M \frac{d^2 \xi}{dt^2} + R_m \frac{d\xi}{dt} + S_m \xi = F_A e^{i\omega t}$$

也可写成

$$\frac{d^2 \xi}{dt^2} + 2\delta \frac{d\xi}{dt} + \omega_0^2 \xi = H e^{i\omega t}$$

三 质点的强迫振动

$$\xi = \xi_0 e^{-\delta t} \cos(\omega_0' t - \phi_0) + \xi_A \cos\left(\omega t - \theta_0 - \frac{\pi}{2}\right)$$

强迫振动由两部分合成。第一部分随时间延长，逐渐衰减，阻尼系数越大，衰减越快，是暂态运动；第二部分是等幅振动，其频率等于激振力频率，其振幅和相位与系统的常数有关，这就是**稳态运动**。

稳态振动基本建立的时间 τ_0 ，称为**过渡过程时间**。

三 质点的强迫振动

一般来说， δ 愈大，
稳态振动建立愈快

最后所形成的稳态
振荡的位移、速度和加
速度分别为

$$\xi = \xi_A \cos\left(\omega t - \theta_0 - \frac{\pi}{2}\right)$$

$$v = v_A \cos(\omega t - \theta_0)$$

$$a = a_A \cos\left(\omega t - \theta_0 + \frac{\pi}{2}\right)$$

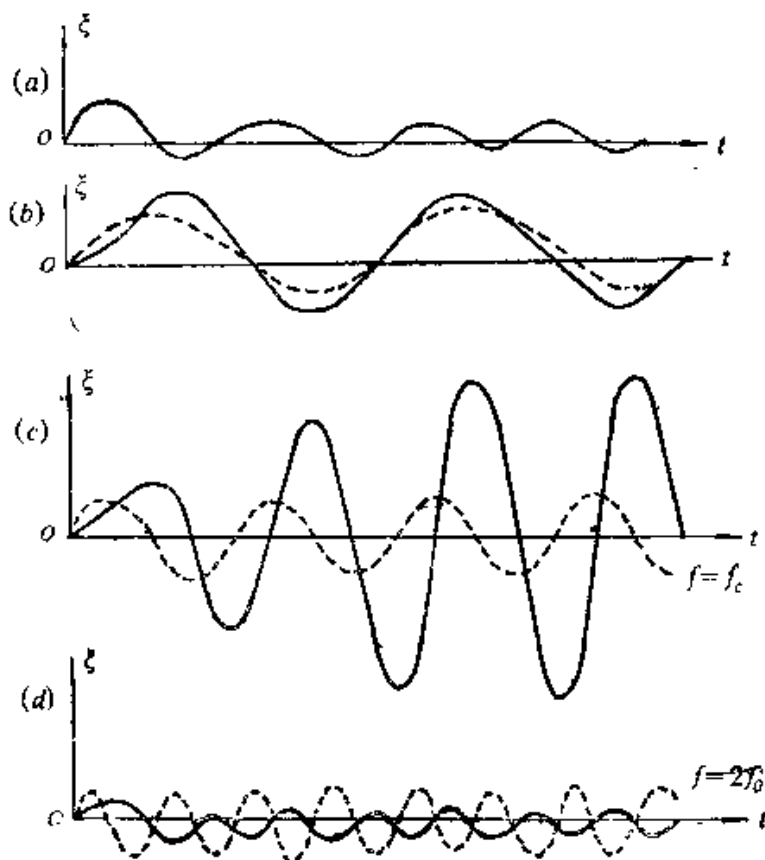


图2-6 强迫振动的建立过程

(a)有阻尼的自由振动。(b)、(c)、(d)以不同频率激励力作用同时，稳态振动(实线)的建立过程，虚线为激励力。

三 质点的强迫振动

$$\left. \begin{aligned} Z_m &= R_m + jX_m = R_m + j\left(\omega M - \frac{S_m}{\omega}\right) = |Z_m| e^{j\theta_0} \\ |Z_m| &= \sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega}\right)^2} \end{aligned} \right\} \quad (2-35)$$

$$\theta_0 = \operatorname{tg}^{-1} \frac{X_m}{R_m} = \operatorname{tg}^{-1} \frac{\omega M - \frac{S_m}{\omega}}{R_m} \quad (2-36)$$

Z_m 称为**力阻抗**，其单位用力欧姆表示，
1力欧姆=1牛顿*秒/米。 R_m 为力阻， X_m 为力抗，
 θ_0 为相位角

三 质点的强迫振动

(二) 强迫振动的能量关系

激振力 F 提供的平均功率为 P_F

质点受摩擦力 F_R 作用消耗的功率为 P_R

$$P_F + P_R = 0$$

系统消耗的能量偶激振力所提供的能量来加以补足，故其运动振幅保持不变

数学描述

◆ 自由振动（简谐振动）

$$\frac{d^2\xi}{dt^2} + \omega_0^2 \xi = 0 \quad \xi = \xi_A \cos(\omega_0 t - \phi_0)$$

◆ 衰减振动

$$M \frac{d^2\xi}{dt^2} + R_m \frac{d\xi}{dt} + S_m \xi = 0 \quad \xi = \xi_0 e^{-\delta t} \cos(\omega_0' t - \phi_0)$$

◆ 强迫振动

$$\frac{d^2\xi}{dt^2} + 2\delta \frac{d\xi}{dt} + \omega_0^2 \xi = H e^{i\omega t}$$

$$\xi = \xi_0 e^{-\delta t} \cos(\omega_0' t - \phi_0) + \xi_A \cos\left(\omega t - \theta_0 - \frac{\pi}{2}\right)$$

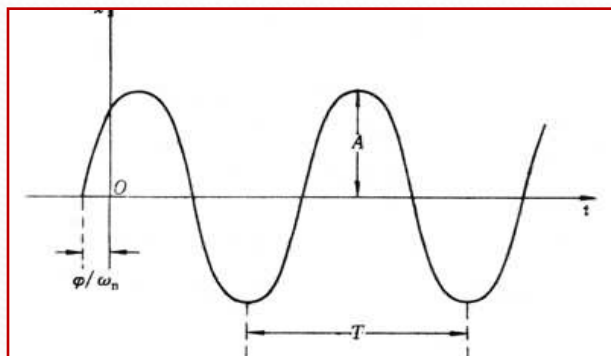
数学描述

$$\xi = \xi_A \cos(\omega_0 t - \phi_0)$$

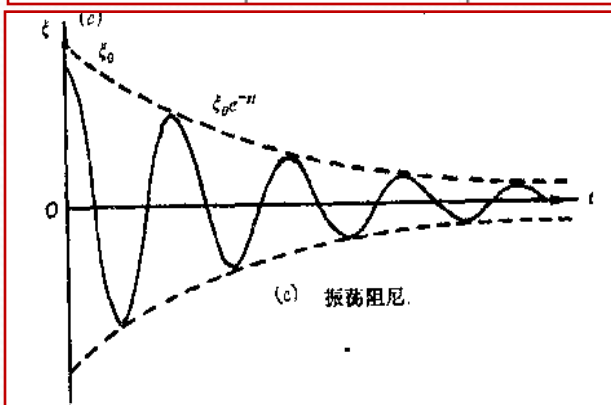
- **振幅** A 谐振子平衡位置的最大位移的绝对值
- **频率** f 谐振子在单位时间内所作的全振动的次数
- **初相位** ϕ_0 表示振子的初始振动状态
- **相位** ϕ 表征任意时刻 t 振子的运动状态
- **固有振动频率** ω

能 量 关 系

◆ 自由振动 能量守恒



◆ 衰减振动 能量将随时间作指数规律衰减



◆ 强迫振动 能量先随时间作指数规律衰减，到一定值后，维持不变

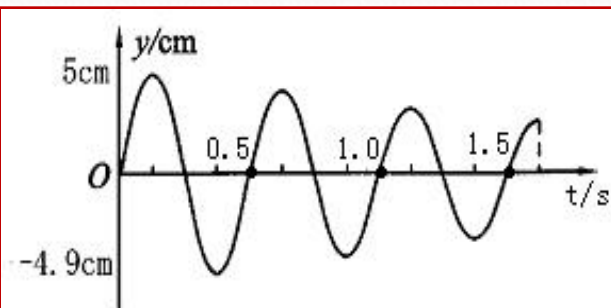


图 9 - 33

三 质点的强迫振动

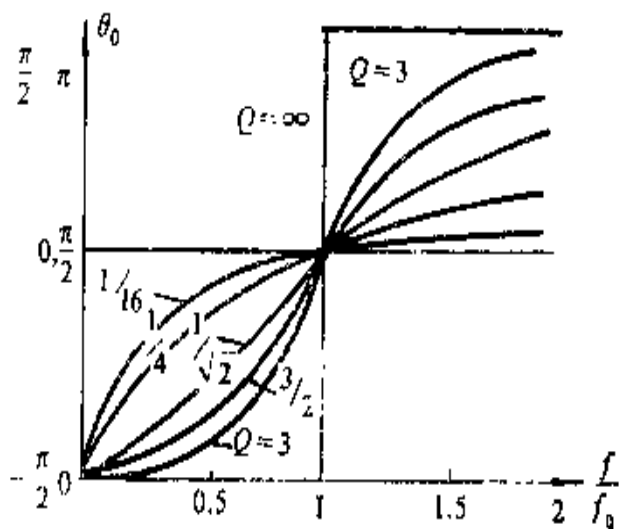


图2-7 强迫振动的相位频率特性

表明 Q 值较小时，谐振点附近相位变化较慢，随着激振频率 f 的增加成线性变化。随 Q 值增加相位变化愈大，也不再保持线性关系。

对于多频信号，不同频率的

分量信号将引入不同的相移，波形会产生畸变。

只有相移与频率成线性关系时，多频复合信号才不失真；

四 电声换能器振动区间

电声换能器是实现电能和声能相互转换的器件。是最常见的强迫振动的粒子。通过选择激振力可以确定稳态振动的区间；

$$\xi_A = \frac{F_A}{\omega |Z_m|} = \frac{F_A}{\omega \sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega}\right)^2}}$$

$$v_A = \frac{F_A}{|Z_m|} = \frac{F_A}{\sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega}\right)^2}}$$

$$a_A = \frac{\omega F_A}{|Z_m|} = \frac{\omega F_A}{\sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega}\right)^2}}$$

四 电声换能器振动区间

- 力劲控制区 激振频率远小于固有频率
- 力阻控制区 激振频率和固有频率相差不大
- 质量控制区 激振频率远大于固有频率

$$\xi_A = \left| \frac{F_A}{\omega Z_m} \right| = \frac{F_A}{\omega \sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega} \right)^2}}$$

$$\nu_A = \left| \frac{F_A}{Z_m} \right| = \frac{F_A}{\sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega} \right)^2}}$$

$$\alpha_A = \frac{\omega F_A}{|Z_m|} = \frac{\omega F_A}{\sqrt{R_m^2 + \left(\omega M - \frac{S_m}{\omega} \right)^2}}$$

四 电声换能器振动区间

- 力劲控制区

$$\omega \ll \omega_0, \quad |Z_m| \approx S_m / \omega$$

$$\xi_A \approx F_A / S_m$$

$$V_A \approx F_A \omega / S_m$$

$$a_A \approx F_A \omega^2 / S_m$$

系统的力劲起着主要作用，即力劲愈大，振幅愈小

四 电声换能器振动区间

- 力阻控制区

$$\omega \approx \omega_0, \quad |Z_m| \approx R_m$$

$$\xi_A \approx F_A / \omega R_m$$

$$V_A \approx F_A / R_m$$

$$a_A \approx F_A \omega / R_m$$

系统的力阻起着主要作用。位移振幅与激振圆频率一次方成反比，速度振幅与频率无关；

四 电声换能器振动区间

- 质量控制区

$$\omega \gg \omega_0,$$

$$\xi_A \approx F_A / \omega^2 M$$

$$V_A \approx F_A / \omega M$$

$$a_A \approx F_A / M$$

状态的参数取决于质量，质量愈大，振幅愈小

五 电声换能器的频率响应选择

频带宽度的定义

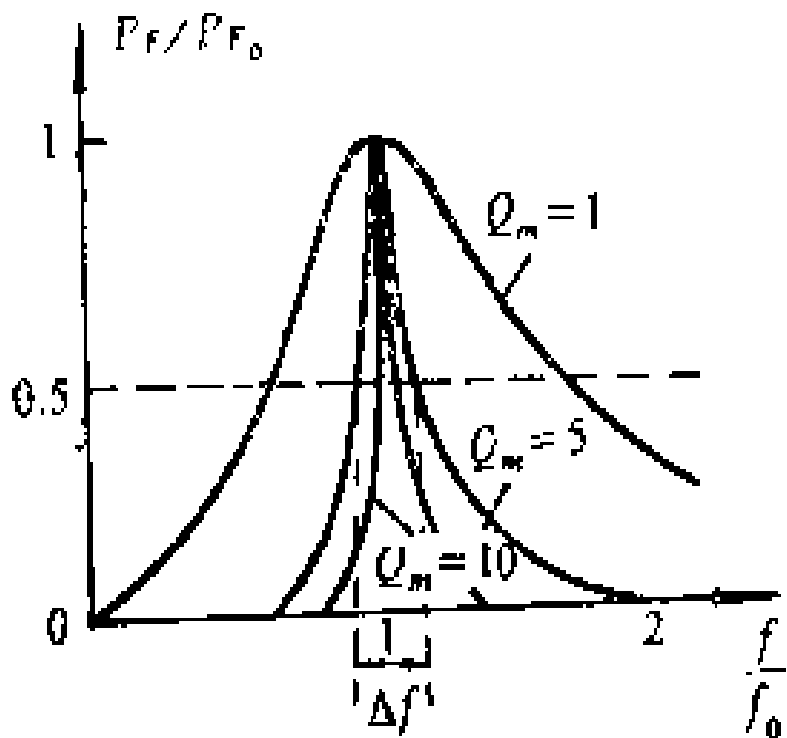


图2-11 不同 Q_m 值的功率特性曲线

频带宽度 Δf ，又称通频带，定义为功率下降到一半时两个频率之差；

- Q_m 愈小，则带宽愈宽；
- $f=f_0$ ，可以获得最大发射功率；

五 电声换能器的频率响应选择

- **要求：**电声换能器通常要有较宽频段的频率响应（较宽的通频带），需要避免强烈**共振现象**出现；
- **共振：**强迫振动频率和物体自有频率成特定关系时，达到的物体振动状态大大加强的现象；
 - ◆ 位移共振
 - ◆ 速度共振
 - ◆ 加速度共振

五 电声换能器的频率响应选择

1) 位移共振

Q_m 愈大，共振振幅愈大。当 $R_m \rightarrow 0$ 时， $Q_m \rightarrow \infty$ ，则在 $f=f_r$ 处，有 $\xi A_r \rightarrow \infty$ 。这是出现强烈的共振；

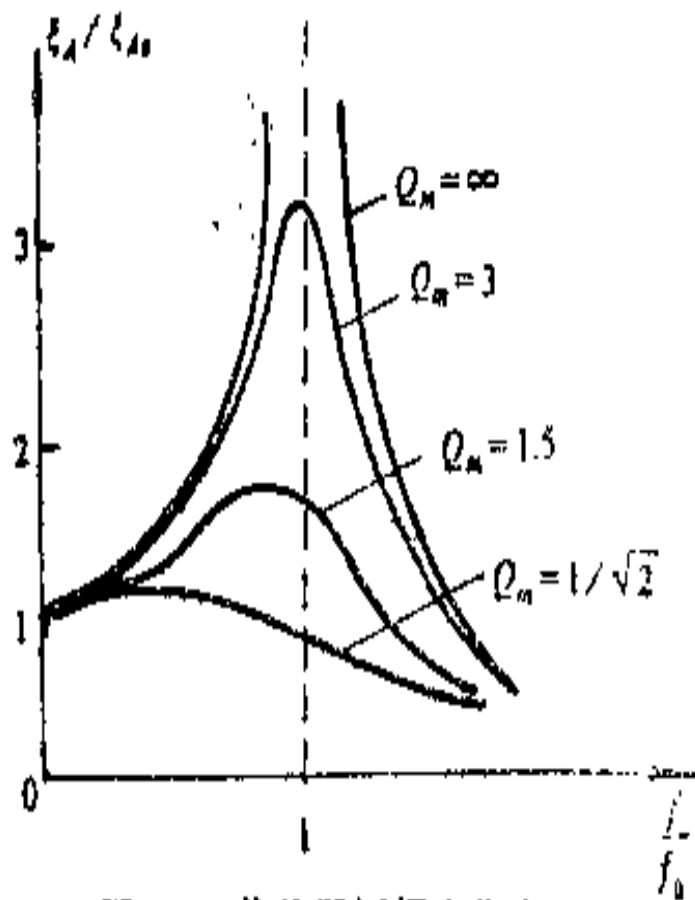


图2-8 位移振幅频响曲线

五 电声换能器的频率响应选择

1) 位移共振

振幅为设计参量，应

使 $\omega_0 \gg \omega$ ， $Q_m = 1$ ，这样低

于 ω_0 的频段出现比较均匀

的位移频响特性；系统处

于**力劲控制**的振动状态，

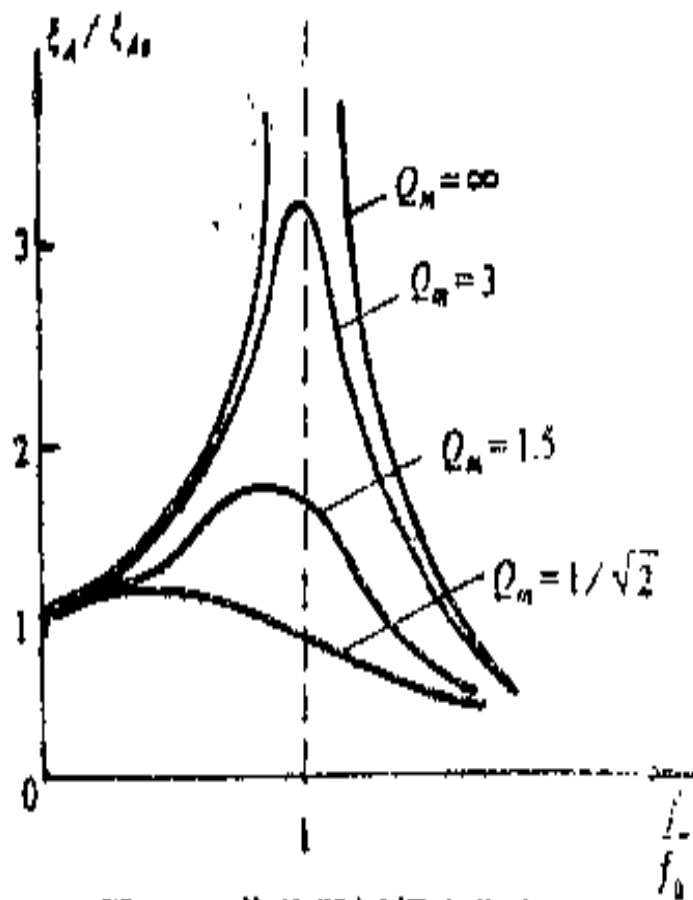


图2-8 位移振幅频响曲线

五 电声换能器的频率响应选择

2) 速度共振

- ◆ 速度共振频率就等于系统固有频率
- ◆ 振幅随 Q_m 值变大而增大;
- ◆ R_m 愈大, 速度共振幅度愈小;

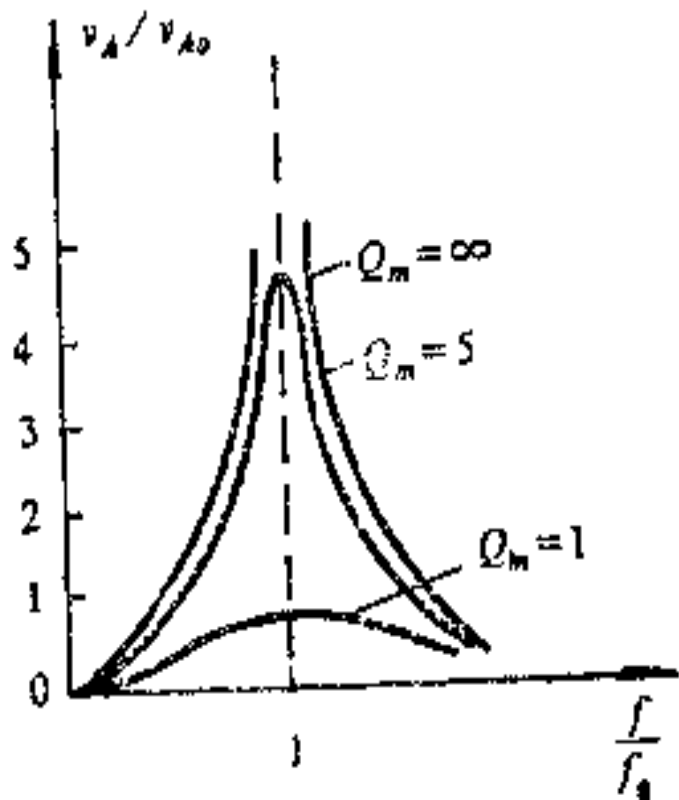


图2-9 速度共振频响曲线

五 电声换能器的频率响应选择

2) 速度共振

速度幅值为设计参量，

应使 $\omega_0 \approx \omega$ ，速度频响更

均匀；振动处于阻尼控制的

的振动状态，

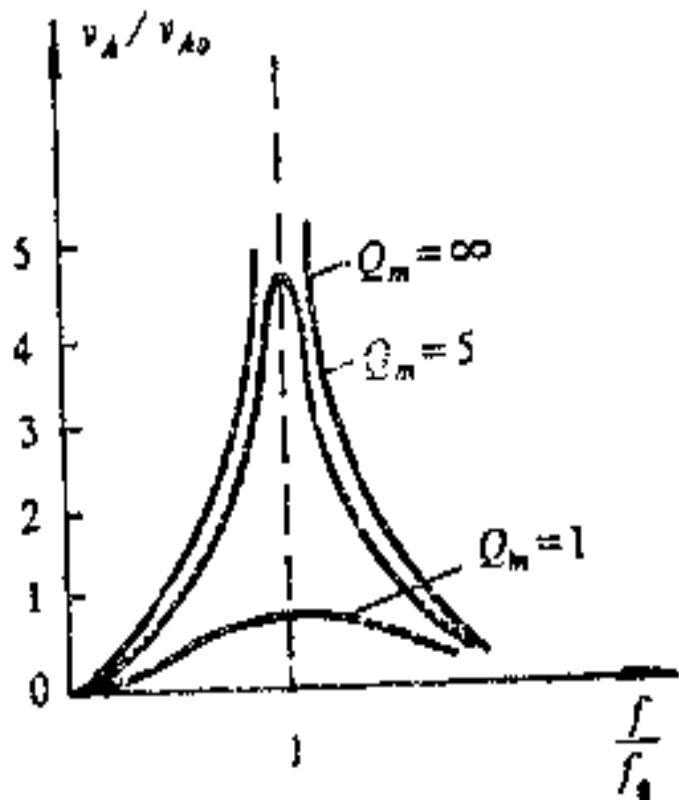


图2-9 速度共振频响曲线

五 电声换能器的频率响应选择

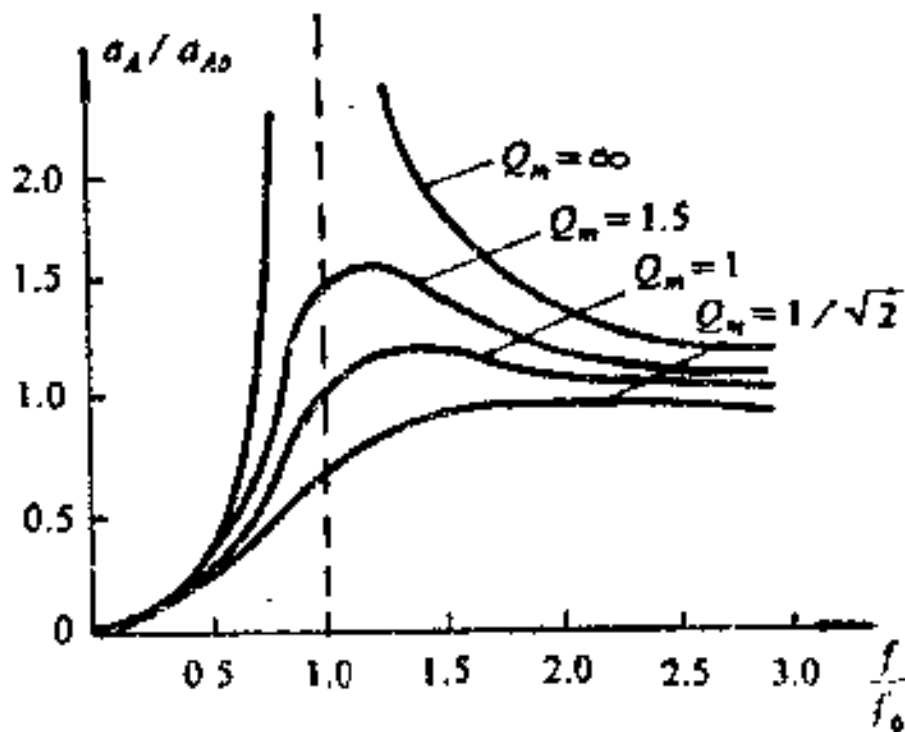


图2-10 加速度振幅频响曲线

3) 加速度共振

Q_m 愈大，加速度峰值就愈高；

五 电声换能器的频率响应选择

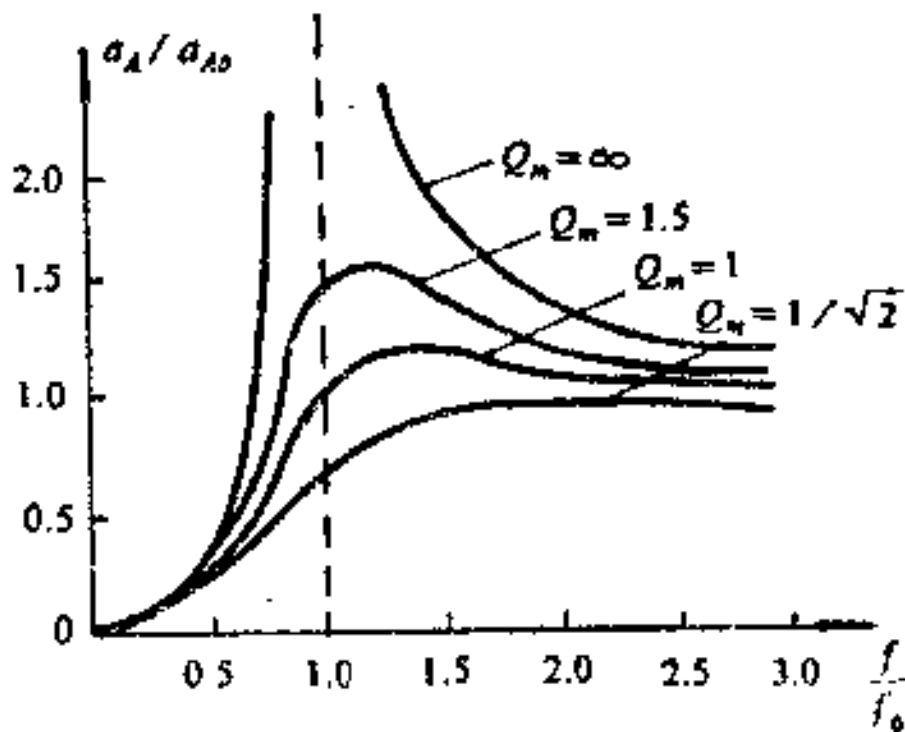


图2-10 加速度振幅频响曲线

3) 加速度共振

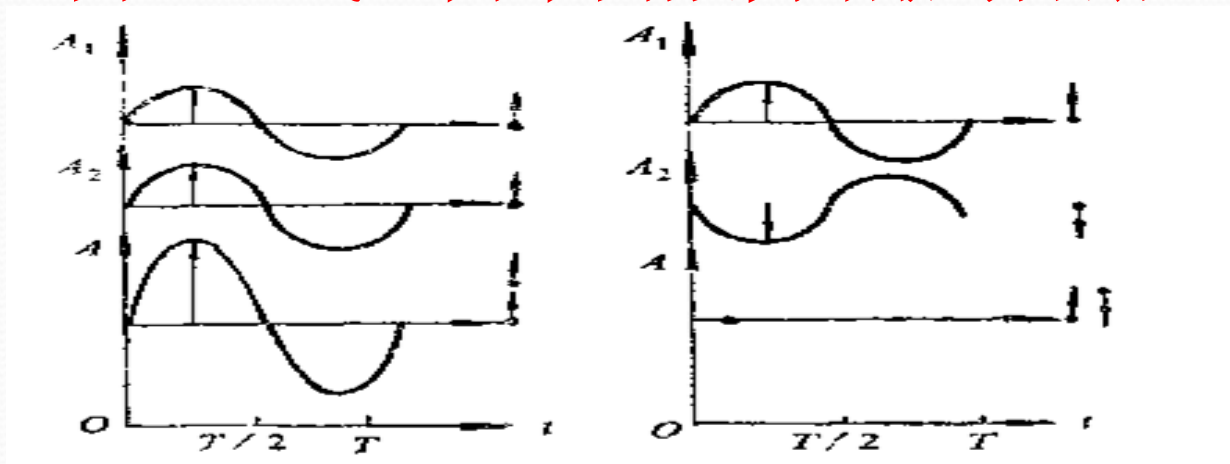
加速度振幅为设计参数，则应使系统处于惯量控制的振动状态，加速度频响更均匀；

七 振动的合成

- 超声实际发射时，很难达到理想的集束和均一的相位，是振动片（换能器）上各个点振动的合成；
- 两个声源在媒质中某点的合成，是两个运动的迭加，在数学上就是矢量和；
- 要研究的也就是合成运动的运动规律，也遵循由简单到复杂的研究顺序；

七 振动的合成

(一) 同一直线上两个同频简谐振动合成



$$x_1 = A_1 \cos(\omega t + \phi_1) \quad x_2 = A_2 \cos(\omega t + \phi_2)$$

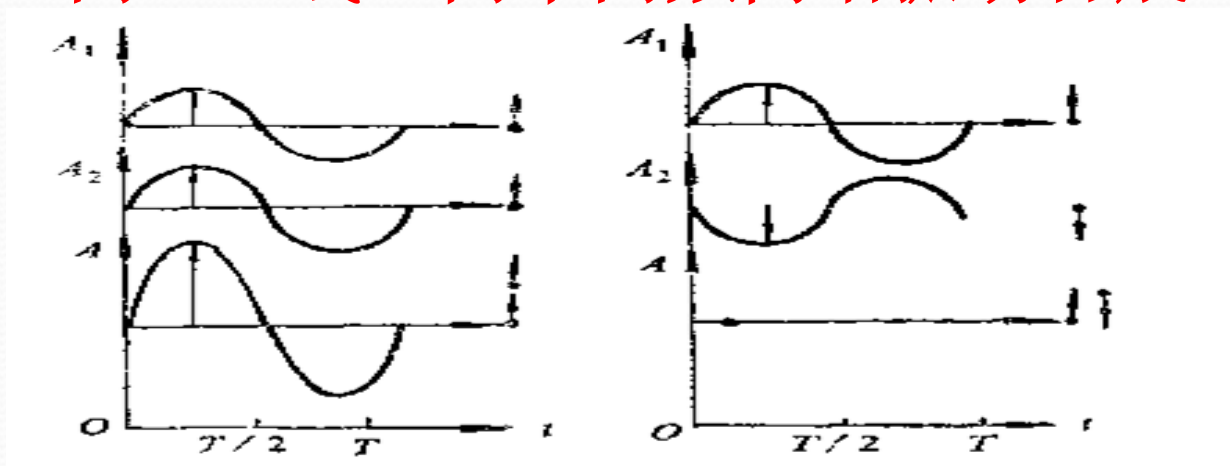
则合振动的振动方程为 $x = x_1 + x_2 = A \cos(\omega t + \phi)$

$$\text{其中 } A = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2 \cos(\phi_2 - \phi_1)}$$

$$\phi = \arctg \frac{A_1 \sin \phi_1 + A_2 \sin \phi_2}{A_1 \cos \phi_1 + A_2 \cos \phi_2}$$

七 振动的合成

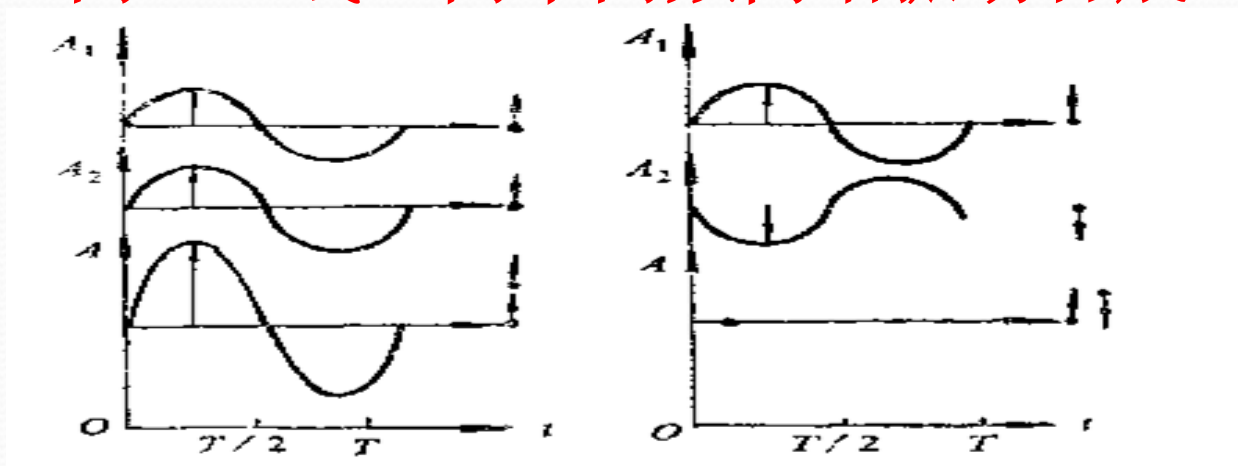
(一) 同一直线上两个同频简谐振动合成



讨论： 1.合振动仍然为简谐振动；合振动的振幅与分振动的振幅及其初相有关；合振动的角频率与每一分振动的角频率相等

七 振动的合成

(一) 同一直线上两个同频简谐振动合成



讨论:

2.当 $\Delta\phi = \phi_2 - \phi_1 = 2k\pi$ 时 $k = 0, \pm 1, \pm 2 \cdots \cos(\phi_2 - \phi_1) = 1$

$$A = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2} = A_1 + A_2 \text{ 合振幅达到最大}$$

3.当 $\Delta\phi = \phi_2 - \phi_1 = (2k+1)\pi$ 时 $k = 0, \pm 1, \pm 2 \cdots \cos(\phi_2 - \phi_1) = -1$

$$A = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2} = |A_1 - A_2| \text{ 合振幅达到最小}$$

七 振动的合成

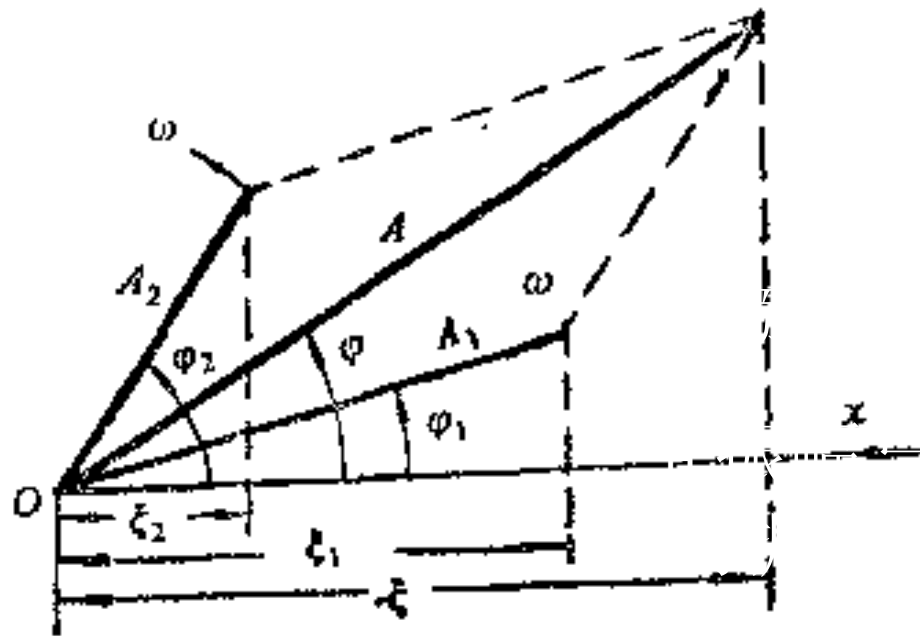


图2-13 振动合成的特例
(a)相位相同 (b)相位相反

个分振动
位有关；

七 振动的合成

(二) 相互垂直振动合成

设两个简谐振动分别在x、y方向上振动

$$x = A_1 \cos(\omega_1 t + \phi_1)$$

$$y = A_2 \cos(\omega_2 t + \phi_2)$$

在上式中消去时间t，可得合振动的轨迹方程

$$\frac{x^2}{A_1^2} + \frac{y^2}{A_2^2} - \frac{2xy}{A_1 A_2} \cos(\phi_2 - \phi_1) = \sin^2(\phi_2 - \phi_1)$$

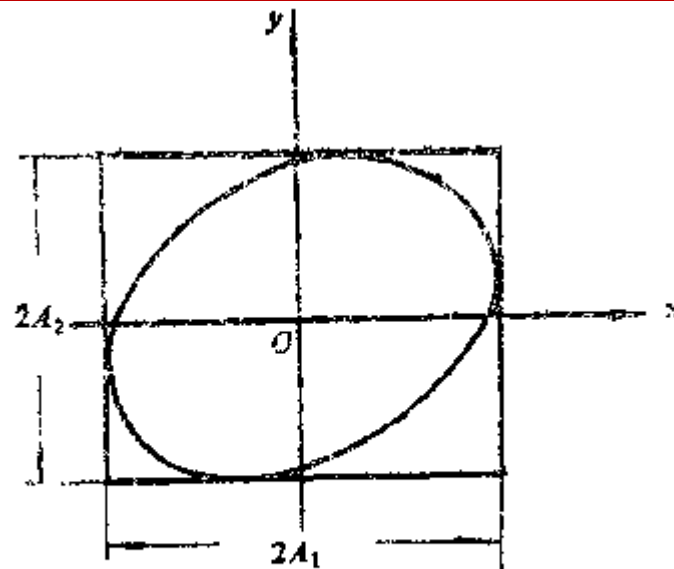


图2-14 两个垂直的同频振动的合成

椭圆偏振

七 振动的合成

(二) 相互垂直振动合成

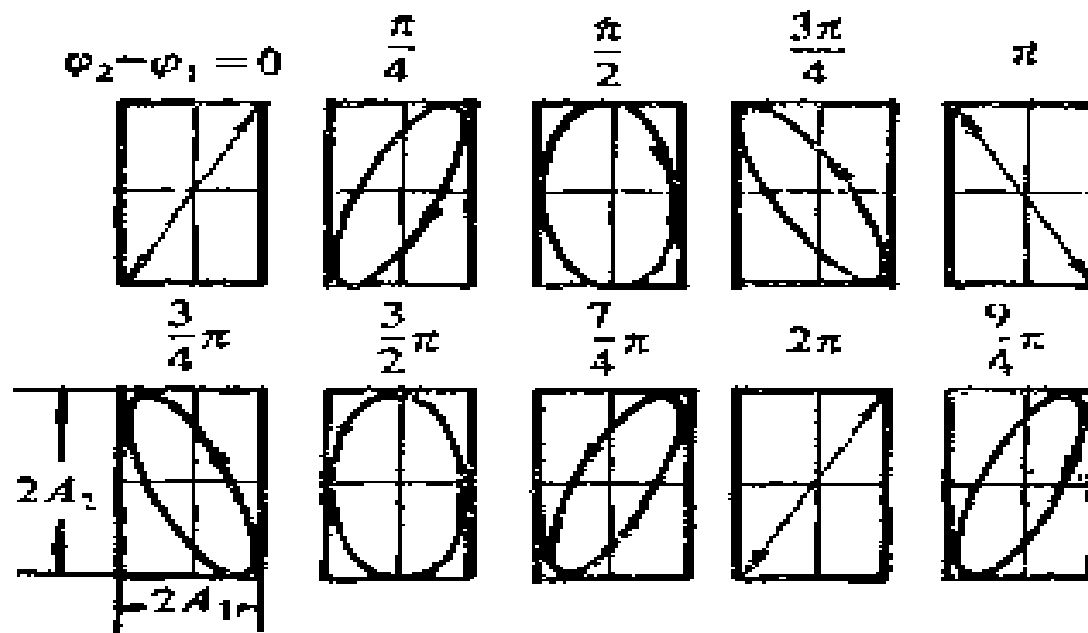


图2-15 特殊位相差时的同频垂直振动合成

椭圆偏振 线偏振

七 振动的合成

(三) 频率相近的同一直线上两个简谐振动合成

$$x = x_1 + x_2 = A_1 \cos(\omega_1 t + \phi_1) + A_2 \cos(\omega_2 t + \phi_2)$$

$$A^2(t) = A_1^2 + A_2^2 + 2A_1 A_2 \cos[\varphi_1 - \varphi(t)] \quad (2-68)$$

$$\varphi(t) = \text{tg}^{-1} \frac{A_1 \sin \varphi_1 + A_2 \sin \varphi(t)}{A_1 \cos \varphi_1 + A_2 \cos \varphi(t)} \quad (2-69)$$

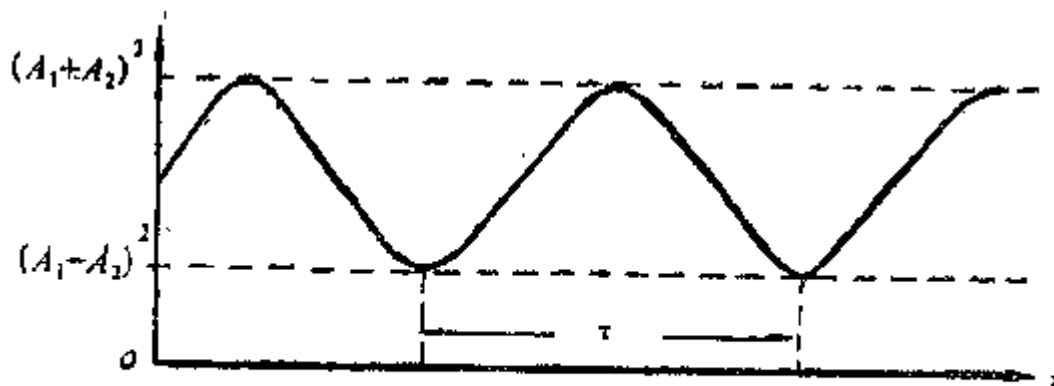


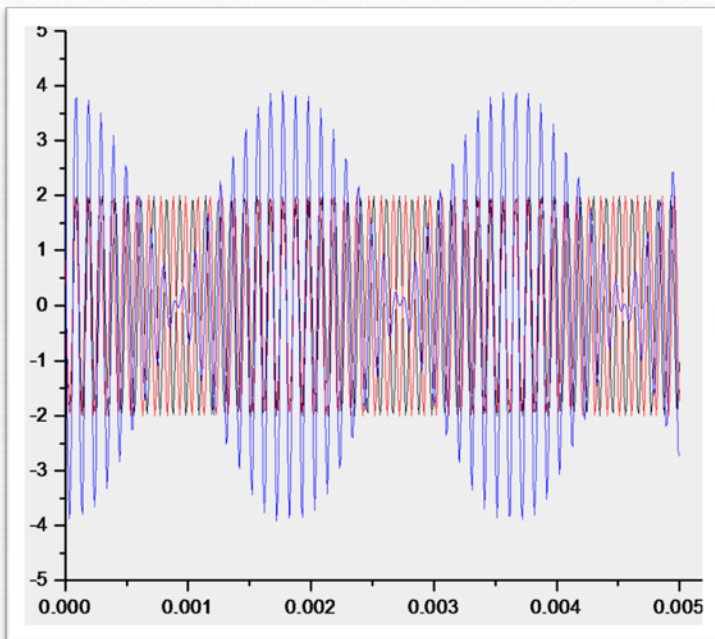
图2-16 同一直线方向上两个频率相近的分振动的合振动

七 振动的合成

(三) 频率相近的同一直线上两个简谐振动合成

- ◆ 两分振动的频率都较大而频差很小的同方向的谐振动在合成时，产生合振动的振幅时而加强、时而减弱的现象称为**拍**

单位时间内振动加强、减弱的次数称为**拍频**



初相位、振幅相同，振动频率分别为9500Hz、10050Hz的两个简谐振动合成结果

§ 2 超声波

- 声波的本质；
- 声压的概念；
- 波动方程；
- 传播速度；
- 其他一些物理参量；

一 声波和超声波

- 波可分为电磁波，机械波和物质波
- 电磁波和物质波可以在真空和弹性媒质中传播；
- 机械波只能在弹性介质中传播，即只能在气体、
固体、液体和等离子体中传播；

受扰动由近及远地以一定速度传播出去，就形成波动；

机械振动能量的传播过程。

声频振动的传播就称为声波

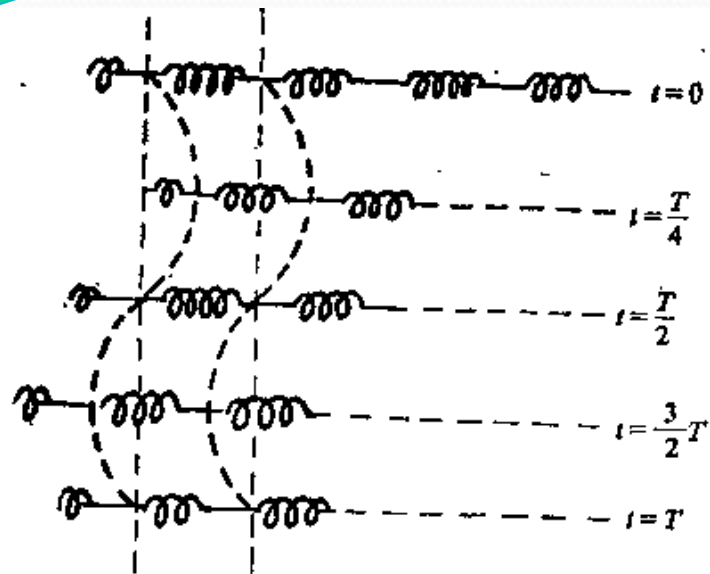
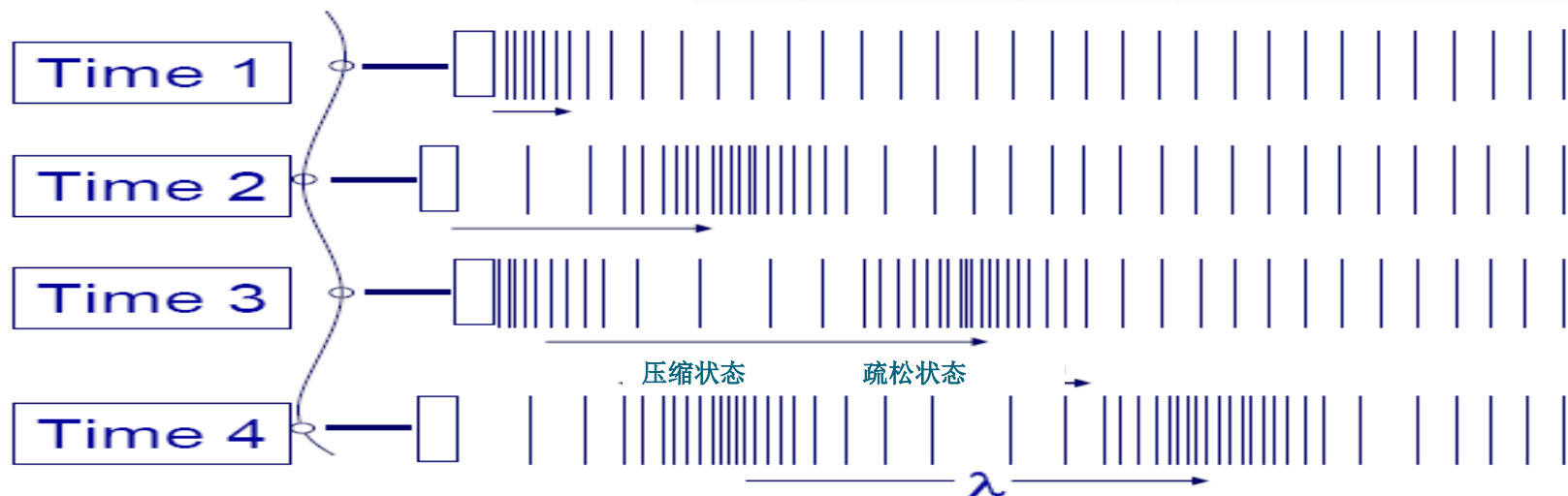


图2-17 弹性媒质中的质点运动



1. 次声波（小于 20Hz）

次声波炸弹



次声波是频率低于20赫兹的声波，人耳听不到，但可与人体器官发生共振，7~8Hz的次声波会引起人的恐怖感，动作不协调，甚至导致心脏停止跳动。

2. 可闻声波（20Hz~20kHz）

美妙的音乐可使人陶醉。

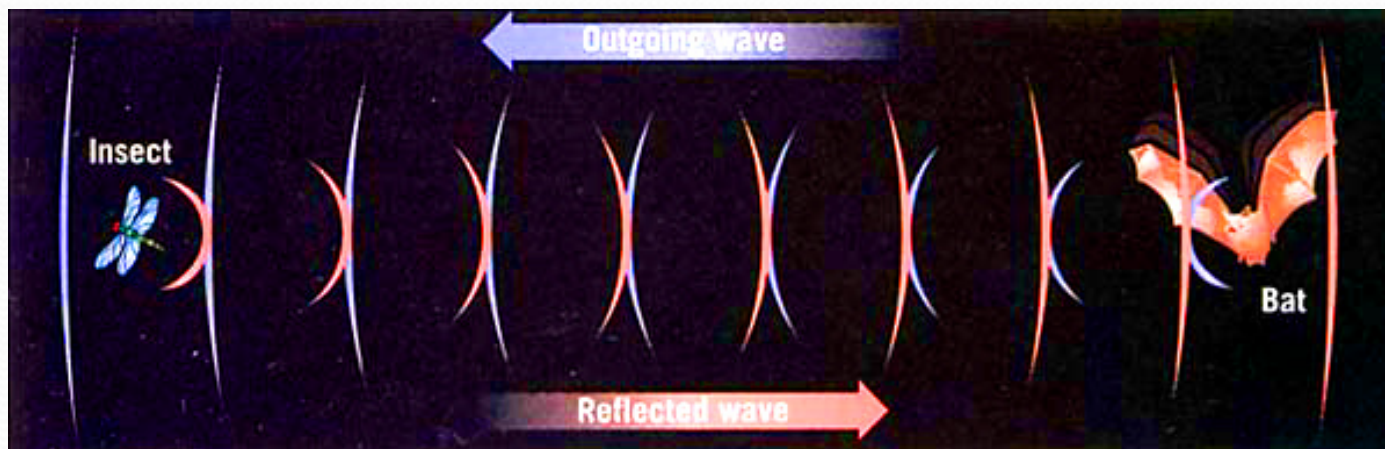


**280Hz~2560
Hz**频率段称
为中高频。
小提琴约有
四分之一的
较高音域在
此频段。

3. 超声波

蝙蝠能发出和
听见超声波。

蝙蝠依靠超声波捕食



超声波(大于20kHz)

- ◆ 超声物理本质和数学描述上和可听声波没有区别（波动产生）；但是频率高，波长短；
- ◆ 由于频率很高，故即使振幅很小，超声传递给媒质的能量也很大；
- ◆ 相对于电磁波，声速比较小，所以可以用来回波成像；

●超声波(大于20kHz)

1、超声波（最突出）的特性

- a. 方向性好——用于探测、诊断。
- b. 能量大 ——用于清洗、灭菌、手术。

2. 医学超声仪的频率范围： 200 kHz—40 MHz

3. 超声诊断仪的频率范围： 1 MHz—10 MHz

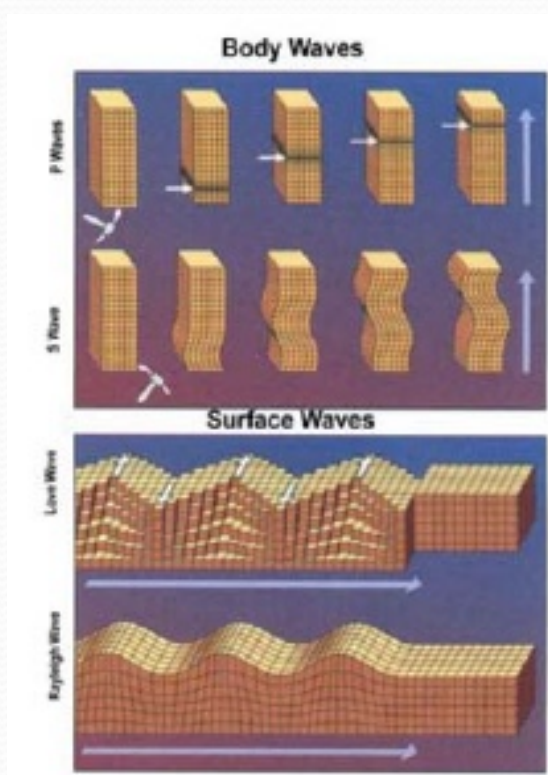
相应的波长： 1.5mm—0.15mm

声波的分类

● 声波由于振动方式、传播方式和波阵面形状不同可以分为不同的波型和形式；

● 按振动方式：连续振动和脉冲振动型；

● 按传播方式：纵波、横波、表面波和板波波型；



一) 纵波

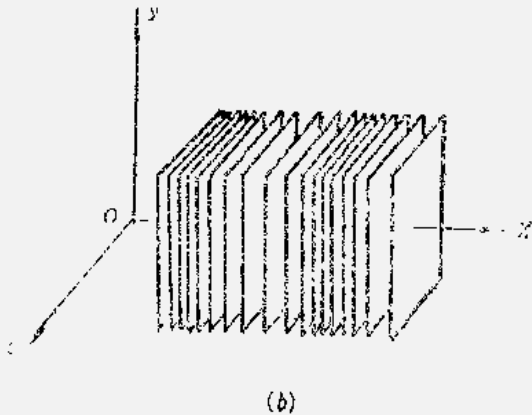
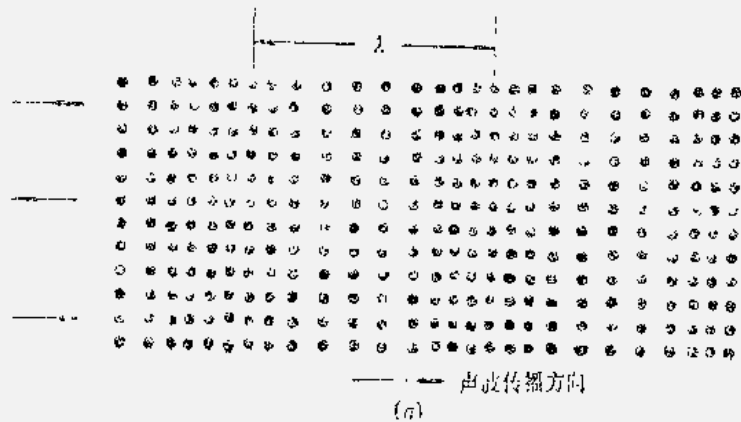


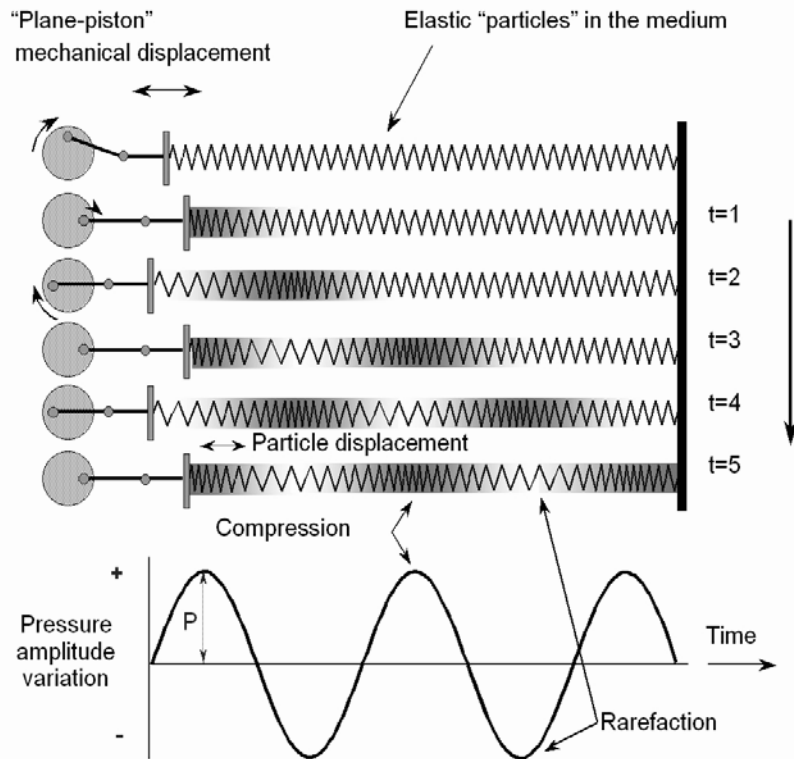
图2-22 纵波波型示意图

➤ 纵波是质点振动方向与超声波传播方向一致的波；

➤ 也称膨胀波、疏密波和L波

➤ 纵波可以在气体、液体和固体中传播；

一) 纵波

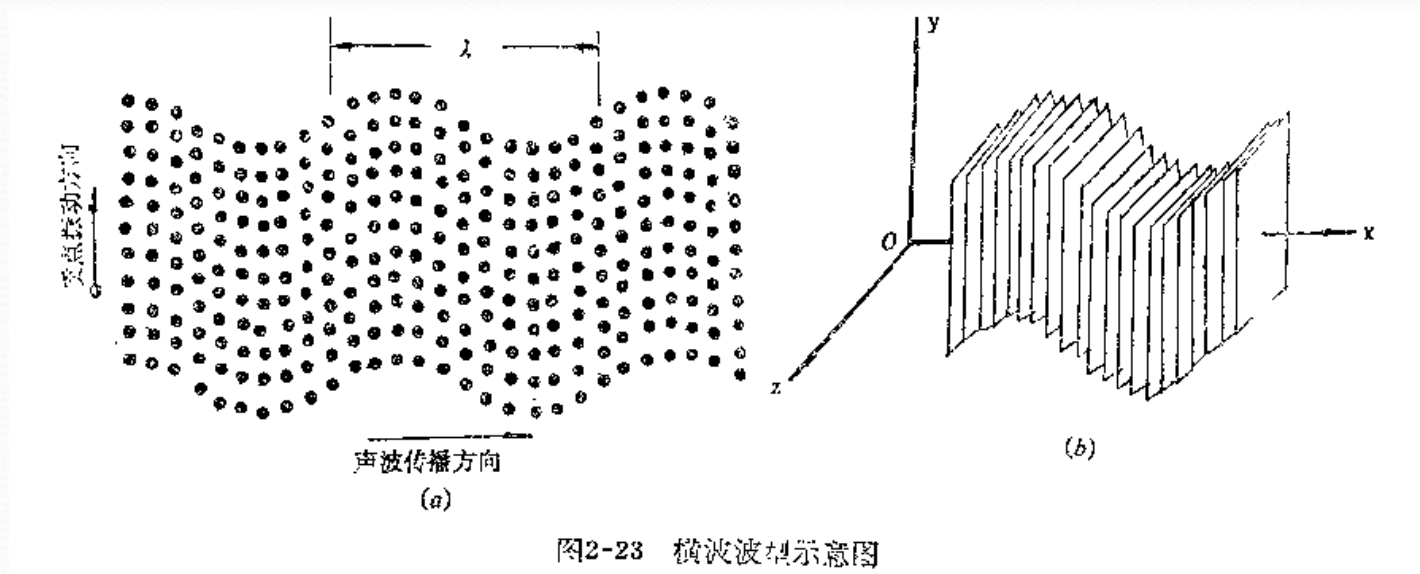


➤ 纵波是质点振动方向与超声波传播方向一致的波；

➤ 也称膨胀波、疏密波和L波

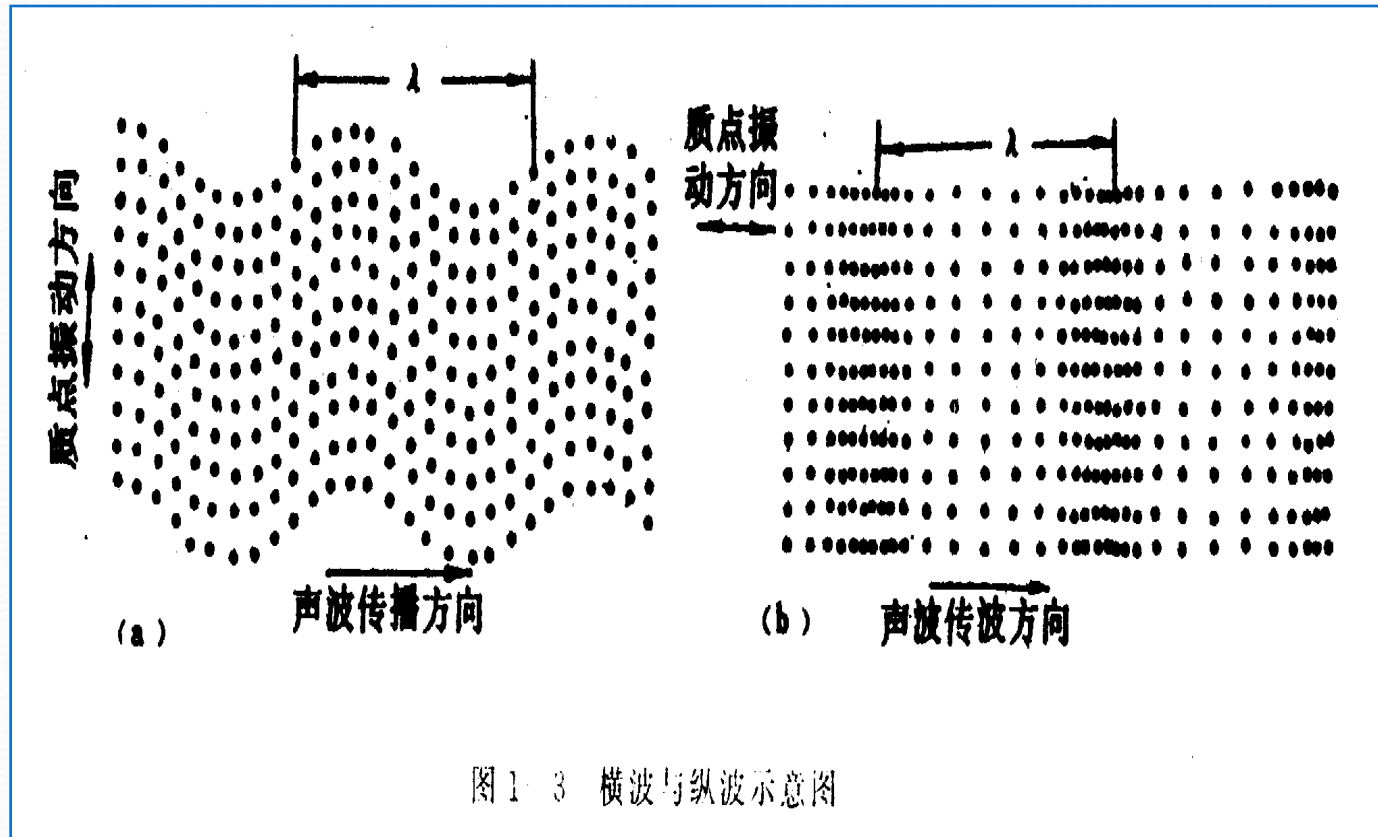
➤ 纵波可以在气体、液体和固体中传播；

二) 横波



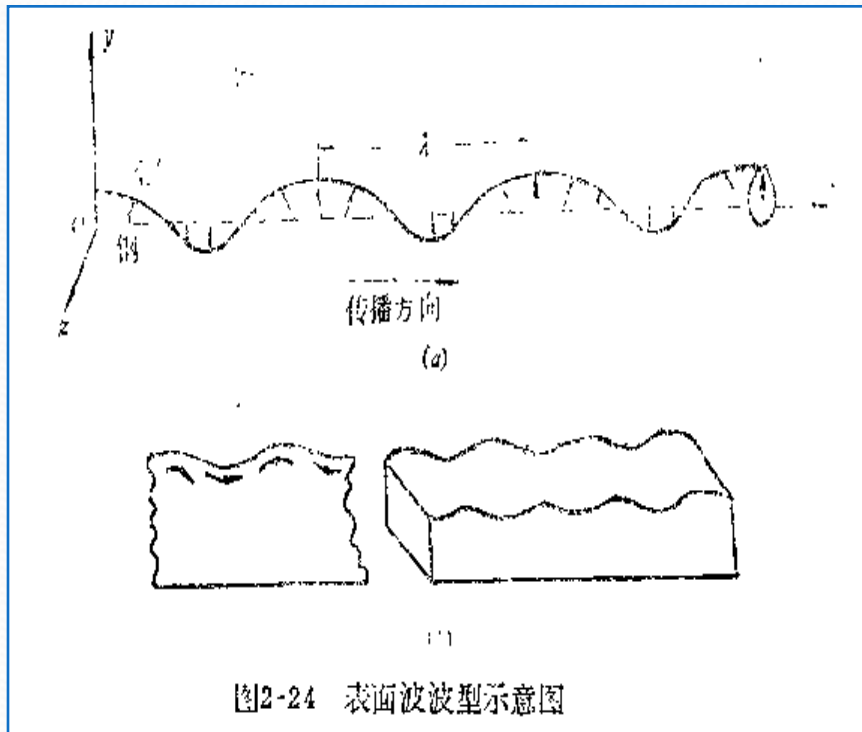
- 主要是由于剪切弹性造成;
- 质点振动和传播方向垂直;
- 切变波、S波
- 只能在固体媒质中传播;

二) 横波



由于人体软组织无切变弹性，横波在人体软组织中不能传播，而只能以纵波的方式传播，所以纵波是超声诊断和治疗的常用波型。

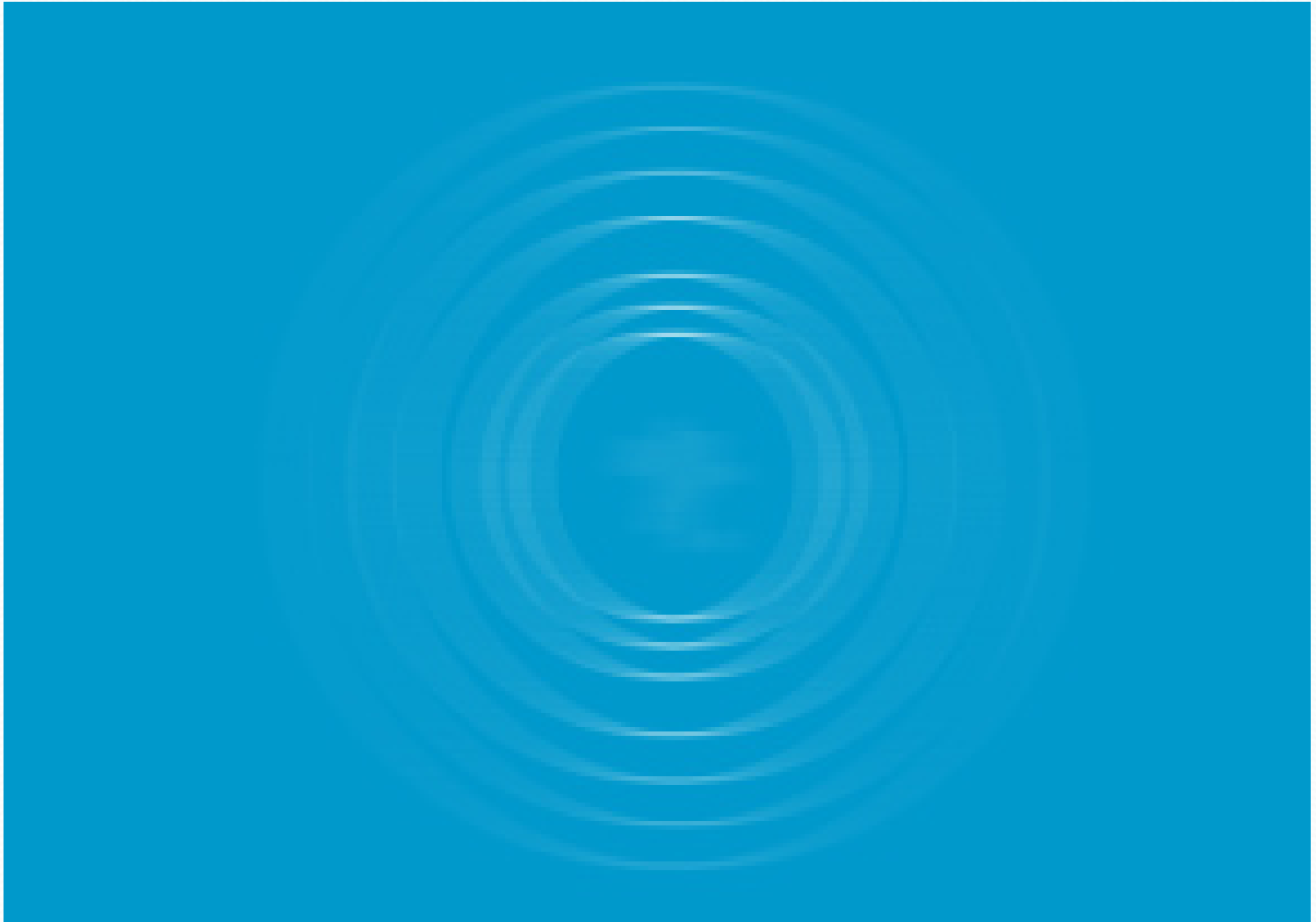
三) 表面波



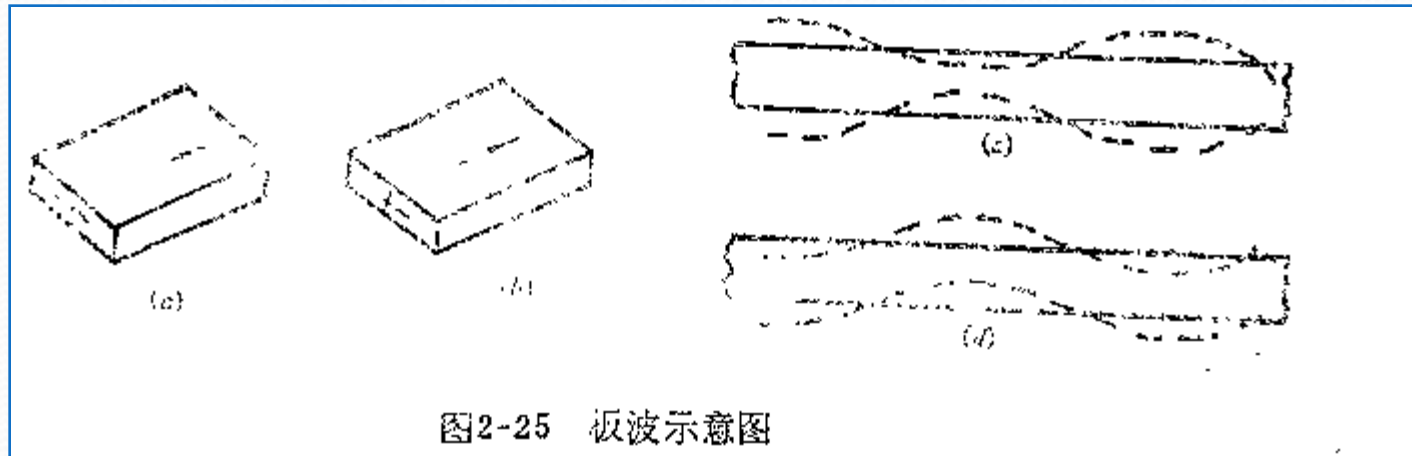
固体媒质受到交替变化的表面张力，使媒质表面的质点发生相应的纵向振动和横向振动；

在其平衡位置形成椭圆形运动轨迹；椭圆运动又作用于相邻的质点而在媒质表面传播

三) 表面波



四) 板波



在板状媒质中传播的机械波称为**板波**

声在板中的传播会受到板的厚度、频率以及声速的影响

1. 波面与波阵面

- 波面：波传播时，某一时刻介质中各同相位振动点组成的面。波面有无数个。
- 波阵面：波传播方向上最前面的那个波面。

2. 按波阵面的形状分类

- 1) 平面波：波阵面为平面的波。
- 2) 球面波：波阵面为球面的波。
- 3) 柱面波：波阵面为柱面的波。

3. 约定

- 为方便，超声在人体内传播，均视为平面波。
- 遇到小障碍物而散射的超声，均视为球面波。

平面波、柱面波和球面波

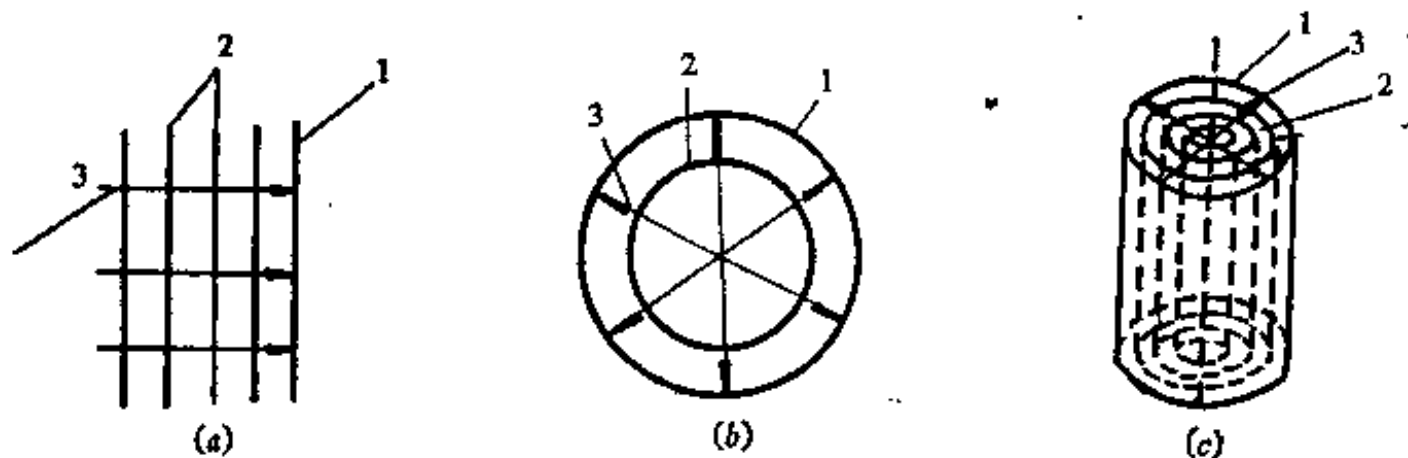
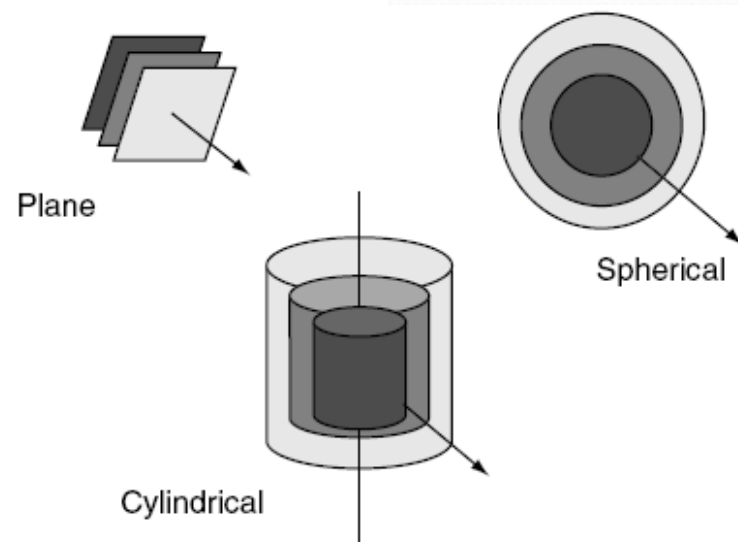


图2-26 按波阵面分类的常见波
(a)平面波 (b)球面波 (c)柱面波
1-波前 2-波阵面 3-波线



二 声波的传播速度

(一) 声速(c)

超声单位时间传播的距离

单位 ms^{-1}

固体中传播

纵波

$$c = \sqrt{\frac{Y}{\rho}}$$

横波

$$c = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

Y 杨氏模量 G 切变模量 ρ 介质平均密度

流体和气体只能传播纵波

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

B 体积弹性模量

ρ 介质密度

声速与介质性质有关与频率基本无关

β_0 绝热体积压缩系数 也和声速相关

表示在绝热状态下单位压强变化所引起的体积相对压缩值

二 声波的传播速度

(二) 气体和水中声速随温度变化的公式

$$C=331.6+0.6t \text{ (米/秒)}$$

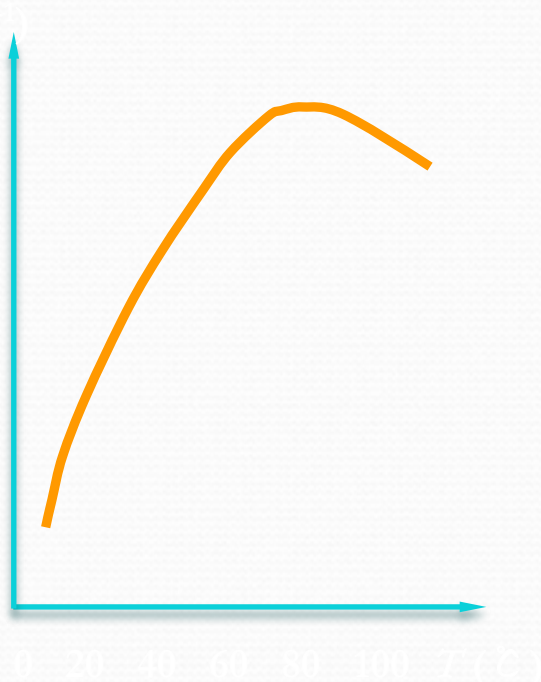
$$C=144+4.46t-0.0615t^2 \text{ (米/秒)}$$

声速与温度成正比关系

20℃空气中 343 ms^{-1}

水 中 1450 ms^{-1}

骨骼中比软组织中快3倍以上



蒸馏水在标准大气压下声速与温度变化曲线

二 声波的传播速度

(三) 人体组织中的声速

- 人体软组织的平均密度和声速与水比较接近，故通常将人体软组织像水一样作为弹性介质进行处理；
- 横波的影响在水中可以忽略不计。

临床应用时超声速度在软组织中近似取 1500ms^{-1}

表2-3 人体正常组织的密度、声速、特性阻抗

媒质名称	密度 (g/cm^3)	超声纵波速度 (m/s)	特性阻抗 ($10^6 \text{Pa} \cdot \text{s/m}$)	测试频率 (MHz)
血液	1.055	1570	1.656	1
血浆	1.027	—	—	1
大脑	1.038	1540	1.599	1
小脑	1.030	1470	1.514	
脂肪	0.955	1476	1.410	1
软组织(平均值)	1.016	1500	1.524	1
肌肉(平均值)	1.074	1568	1.684	1
肝	1.050	1570	1.648	1
肾	—	1560	—	1
脑脊髓	1.000	1522	1.522	
颅骨	1.658	3860	5.571	1
甲状腺			1.620—1.660	
胎体	1.023	1505	1.540	

介质名称	密度 (g/cm^3)	超声纵波声速 (m/s)	特性阻抗 ($10^6 \text{Pa} \cdot \text{s/m}$)	测试频率 (MHz)
羊水	1.013	1474	1.493	
胎盘	—	1541	—	
角膜	—	1550	—	
水晶体	1.136	1650	1.874	
前房水	0.994~1.012	1495	1.486~1.513	
玻璃体	0.992~1.010	1495	1.483~1.510	
巩膜	—	1630		

二 声波的传播速度

(四) 非生物材料中的声速

一) 固体中声速的表示

- ✓ 各向同性媒质中声速传播是不随着位置和频率的变化而变化
- ✓ 各向不同性媒质中弹性系数影响不同，所以影响参数也不同；
- ✓ P35 表4-2

二) 非生物材料中的声速数值

超声波的基本特性

- 声 压
- 声波的声强
- 特性阻抗
- 其他物理参量

三 声压的基本概念

- 系统一般可以用**体积 V_0** 、**压强 P_0** 、**温度 T_0** 等参量来描述；
- **声波较好的描述参量是声压**，其定义为
 - 声波作用时媒介中的压力 P 与静压力(系统处于平衡状态) P_0 差值；
 - 压强瞬时值 P 与无超声传播时压强值 P_0 之差
 - $$p=P-P_0$$

三 声压的基本概念

➤ 当有纵波声波传播时，媒质出现周期相间的稠密与稀疏状态

➤ **稠密区**：压强大于没有声波传播时的静压强，即声压为正值；

➤ **稀疏区**：压强小于静压强，声压为负值。

因此，媒质的声传播可表现为声压随时间（或空间）的周期变化。

三 声压的基本概念

- 声压是随着时间和空间参量变化的函数；
- 声压存在的空间称为声场
- 声场中某一瞬时的声压值称为瞬时声压
- 一段时间内的最大瞬时声压值称为峰值声压

通常仪器测得是有效声压；声压大小反映声波的强弱

$$p_e = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T p^2 dt}$$

三 声压的基本概念

$$P = A\rho cv \cos\left[\omega\left(t - \frac{y}{c}\right) + \frac{\pi}{2}\right]$$

(声压与质点振动速度成正比)

P的值应该是变化的，且以正弦的规律变化；

声压幅值

$$P_m = \rho c A v$$

有效声压

$$P_e = \frac{P_m}{\sqrt{2}}$$

$$p_e = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T p^2 dt}$$

声压单位：

$$N \cdot m^{-2}$$

三 声压的基本概念

声压级 比较两个声压的大小，常用声压级 (L_P)

$$L_P = 20 \lg P_i / P_0 \text{ (dB)}$$

参考声压 P_0

以1000 Hz纯音的听阈声压为基准声压

$$P_i = P_0, \quad L_P = 0$$

普通谈话约为	60dB-70dB
载重卡车行驶	80dB-90dB
喷气式飞机附近	140dB-150dB

四 声波的声强

超声强度

声波在单位时间内通过与声波传播方向垂直的单位面积的能量，通常示以I。

对于平面连续波其强度I为：

$$I = \frac{1}{2} \frac{P_m^2}{\rho C} = \frac{1}{2} \rho C V_m^2 = \frac{1}{2} \rho C \omega^2 \xi_m^2 \quad V_m = \omega \xi_m$$

P_m , V_m 和 ξ_m 分别为声压、质点位移速度和质点位移的最大值

四 声波的声强

$$I = \frac{1}{2} \frac{P_m^2}{\rho C} = \frac{1}{2} \rho C V_m^2 = \frac{1}{2} \rho C \omega^2 \xi_m^2 \quad V_m = \omega \xi_m$$

用声压、质点位移速度和质点位移它们的有效值P,V,ξ表示声强,

$$I = \frac{p^2}{\rho C} = \rho C V^2 = \rho C \omega^2 \xi^2$$

声强与声压平方成正比。

五 声能量、声功率、声强级

超声能量

- 声波使静止媒质获得能量主要有两类：
- 1) 动能； 2) 形变位能；

$$E = E_K + E_p = \frac{V_0}{2} \rho_0 \left(v^2 + \frac{1}{\rho_0 c_0^2} p^2 \right)$$

- 对于平面声波，声能为

$$= V_0 \frac{p_A^2}{\rho_0 c_0^2} \cos^2(\omega t - kx)$$

五 声能量、声功率、声强级

声功率W

- 声源在一个周期内，平均每单位时间内发射出的声能称为声功率W；

总功率：

强度与声传播方向垂直的面积 的乘积

$$W = IS$$

五 声能量、声功率、声强级

- 声压和声强反映的是超声能量的传输，或者对物体的作用，
- 可以用来对超声波进行定量，或者进行测试使用；
- 尤其是一些功率超声（如治疗用）中这个问题很重要

五 声能量、声功率、声强级

声压、声强和声功率的分贝表示

1、原因：

- 1) 强度的相差太大，直接用大小表示不方便；
- 2) 人的感觉更接近于对数值；

2、声压级

$$L_p = 20 \log \frac{p_s}{p_{re}}$$

3、声强级

$$L_I = 10 \log \frac{I}{I_{re}}$$

4、声功率级

$$L_w = 10 \log \frac{W}{W_{re}}$$

人耳的听觉强度范围约在0-120dB之间，分辨能力大于0.5dB

五 声阻抗和特性阻抗

声阻抗

- 定义为声压 p 与体积速度 U 的复数比；

$$Z_s = -\frac{P}{U} = R_s + jX$$

声阻 R_s 和声抗 jX 两部分；

单位是帕·秒/米³，也称声欧姆

声阻抗率

- 定义为媒质中某点处的声压与该处质点
振动速度之比；

$$Z_s = -\frac{p}{v}$$

五 声阻抗和特性阻抗

特性阻抗：

表征超声在介质中，传播过程能量损耗的特性。

定义为均匀媒质中，平面行波的声阻抗率

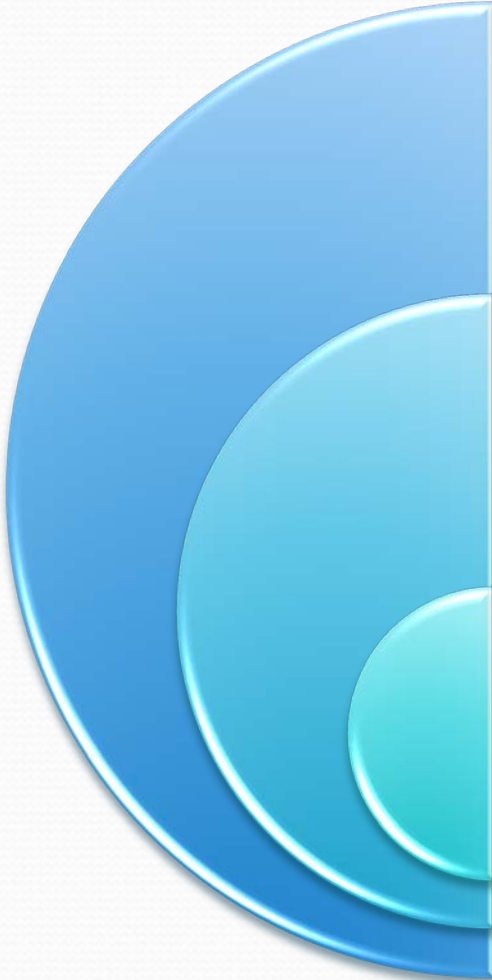
对于平面波，声阻抗率等于介质密度与波速的乘积

$$Z = \rho C$$

特性阻抗的单位为瑞利即rayls

$$1\text{rayls} = 1\text{g}/(\text{cm}^2.\text{s})$$

五 声阻抗和特性阻抗



讨论声波传播问题时，声阻抗 $Z = \rho C$ 是一个极其重要的物理量。

媒质 Z 均匀不变，那么声波在其中的传播方向将不会改变；

Z 不均匀，在变化处呈现出声学界面，发生反射、折射、散射。

五 声阻抗和特性阻抗

现行大部分超声诊断仪（A型、B型、M型及多普勒型），都是建立在超声回波（来自人体内）基础上的，其物理基础便是人体组织的声阻抗不均匀。

组织病变常常伴随其Z值发生变化，从而引起超声回波的相应变化，人们便可以从回波变化中提取人体组织病变的信息。

人体正常组织的密度、声速和特性阻抗

介质名称	密度 (g/cm ³)	超声纵波速度 (m/s)	特性阻抗 (*10 ⁵ 瑞利)
空气	0.00118	344.8	0.000407
血液	1.055	1570	1.656
大脑	1.038	1540	1.599
脂肪	0.955	1476	1.410
软组织	1.016	1500	1.524
颅骨	1.658	3860	5.571

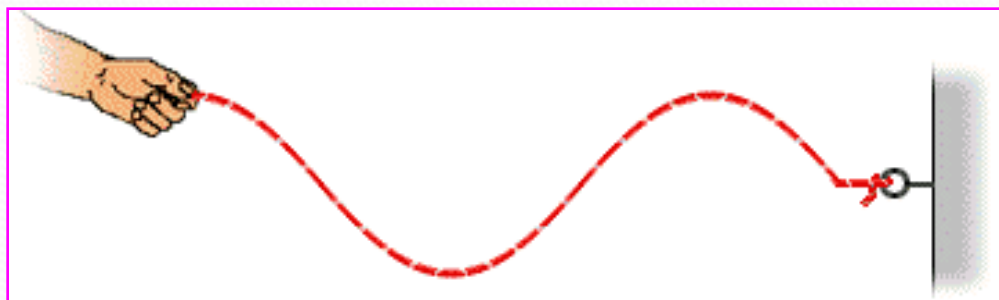
对于血液:

$$Z = \rho C = 1.055 \text{ g/cm}^3 \times 157000 \text{ cm/s}$$
$$= 165635 \text{ g/(cm}^2 \cdot \text{s)} = 1.656 \times 10^5 \text{ rayls}$$

对于生物软组织，声阻抗率与水的相近，约为 $1.5 \times 10^5 \text{ rayls}$

六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

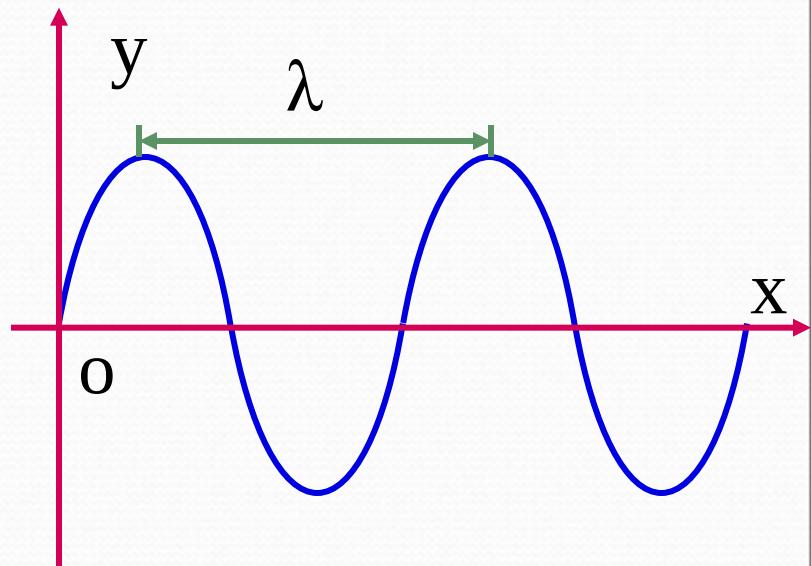
波长——反映波动的空间周期性



定义:

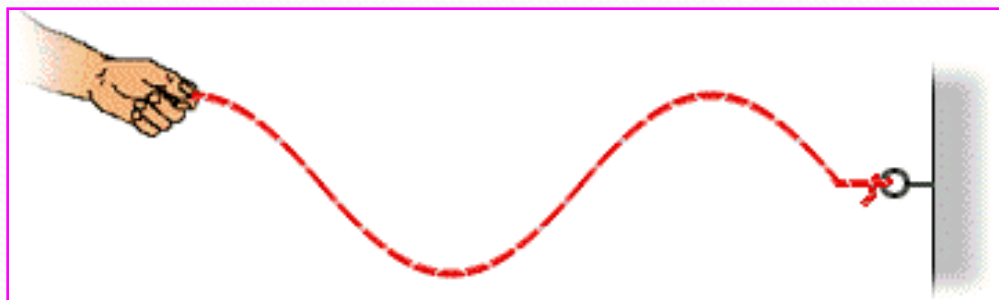
同一波线上两个相邻的、相位差为 2π 的振动质点之间的距离,

或 沿波的传播方向, 相邻的两个同相质点之间的距离叫**波长**。

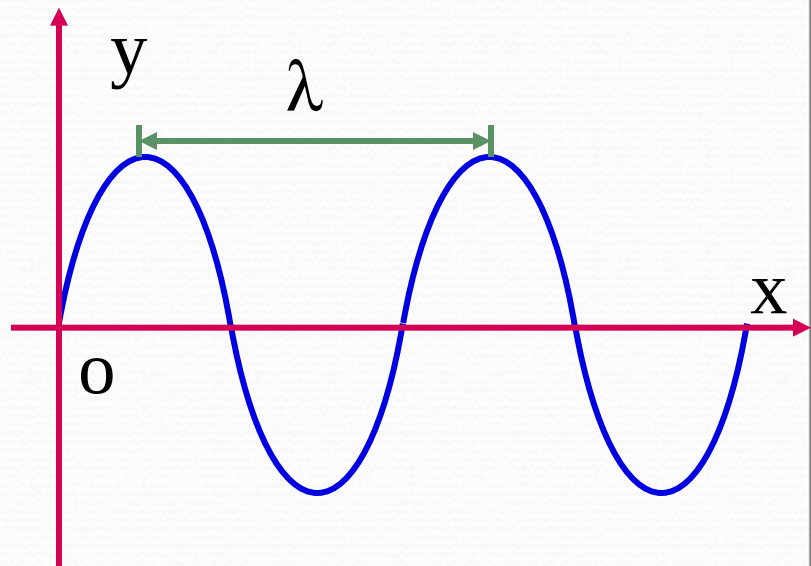


六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

波长——反映波动的空间周期性



说明：



波长可形象地想象为一个完整的“波”的长度；

横波：相邻两个波峰或波谷之间的距离

纵波：相邻两个密部或疏部之间的距离

六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

周期和频率——反映波动的时间周期性

定义：

周期：波传播一个波长所需要时间，叫周期，用T表示。

频率：周期的倒数叫做频率，用f 表示

$$f=1/T$$

六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

周期和频率——反映波动的时间周期性

说明：

- 由于波源作一次完全的振动，波就前进一个波长的距离
- 波的周期等于波源振动的周期；
- 波的周期只与振源有关，而与传播介质无关。

六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

圆波数 k :

声波传播单位距离后所落后的相位角

几者之间的关系

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

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

$$\lambda = \frac{c}{f} = cT$$

$$k = \frac{\omega}{c} = \frac{2\pi}{\lambda}$$

六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

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

$$\lambda = \frac{c}{f} = cT$$

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

$$k = \frac{\omega}{c} = \frac{2\pi}{\lambda}$$

小结:

频率、周期：决定于波源

波速：决定于传输介质

波长：由波源和传输介质共同确定

六 超声波的波长、频率、周期和圆波数

医用超声的频率和波长

表2-6 医用超声波的频率和波长

用途	成人 脏 器	儿 童 脏 器	眼 科	成 人 脑 部	儿 童 脑 部	如 产 科	妊 娠 监 护	血 流 测 量	超 声 治 疗
频 率 (MHz)	2—7.5	2—10	2—15	1—2.5	2—5	2—5	2—5	2—25	0.8—1.5
波 长 (mm)	0.75—0.2	0.75—0.15	0.75—0.1	1.5—0.6	0.75—0.3	0.75—0.3	0.75—0.3	0.75—0.06	1.88—1

千赫，兆赫，京赫，埃赫

低频超声

1~2.75MHz

中频（常规）超声

3~10MHz

高频超声

12~20MHz

超高频超声

> 20MHz

七 声波波动方程

- 声波波动方程是声学参量的时间和空间关系的描述；通过声波波动方程的求解可以建立各种声波参量间的数学关系；
 - 牛顿动力学定律
 - 质量守恒定律
 - 绝热时的物态方程

七 声波波动方程

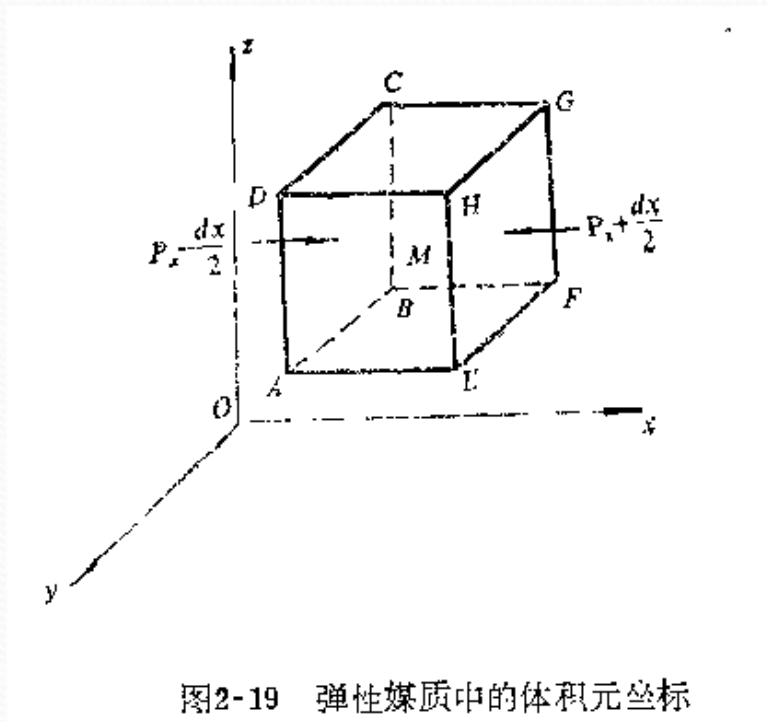
- 牛顿动力学定律
- 质量守恒定律
- 绝热时的物态方程



- 动力学方程
- 连续性方程
- 物态方程

七 声波波动方程

一) 动力学方程



$$-\frac{\partial p}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial t}(\rho u)$$

$$-\frac{\partial p}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial t}(\rho v)$$

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial t}(\rho w)$$

$$\nabla p = \frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v})$$

七 声波波动方程

二) 连续性方程

质量守恒定律

$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho u) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho w) = -\frac{\partial \rho}{\partial t}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\nabla \cdot \rho \vec{v}$$

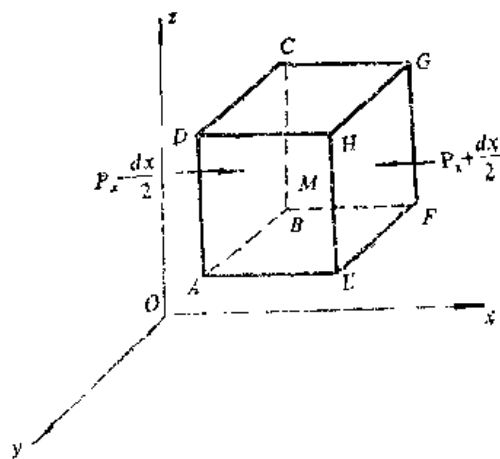


图2-19 弹性媒质中的体积元坐标

七 声波波动方程

三) 物态方程

$$\frac{\partial p}{\partial t} = C_o \frac{\partial \rho}{\partial t}$$

四) 声压波动方程的求解

$$\nabla^2 \xi = \frac{1}{C_o^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

声波仅在x方向上传播时

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{C_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

$$\frac{\partial^2 X(x)}{\partial x^2} + k^2 X(x) = 0$$

$$p = p_A e^{j(\omega t - kx)}$$

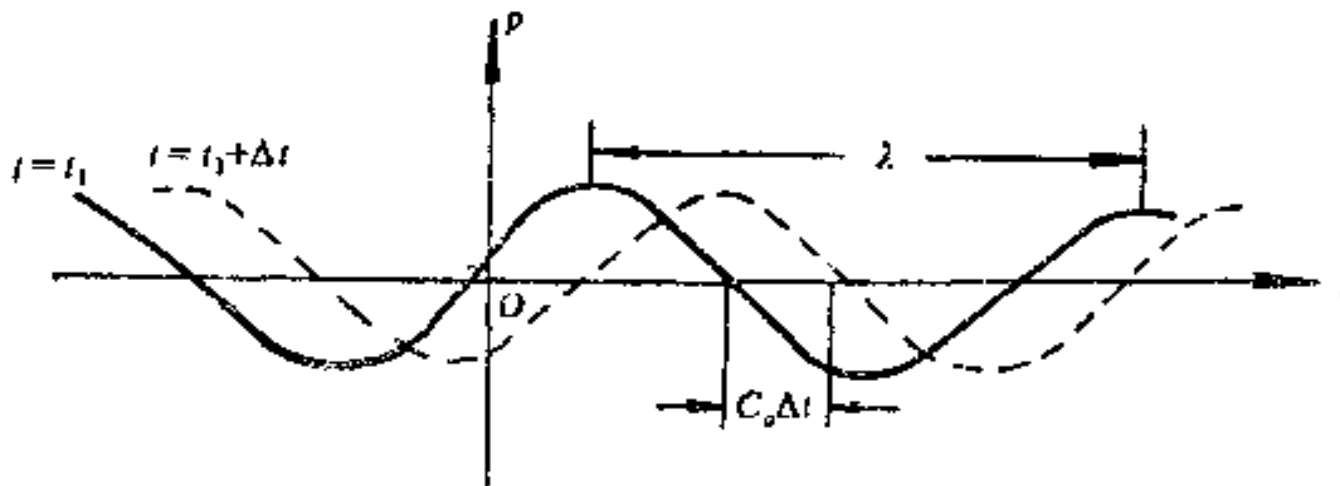


图2-20 声波的传播过程

七 声波波动方程

声压与质点运动参量的关系

超声沿X方向传播时，媒质质点速度与声压关系

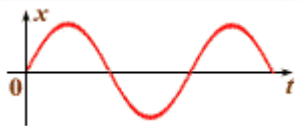
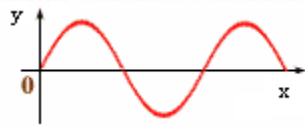
可以表示为 $-\frac{\partial p}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial t}(\rho u)$

不计密度变化 $u = \frac{p}{\rho_0 c_0}$

$$\xi = \frac{p}{\rho_0 c_0 \omega}$$

$$a = \frac{\omega p}{\rho_0 c_0}$$

波与振动图象的区别

	振动的图像	波的图象
研究对象	一个振动质点	波的传播方向上所有振动质点
研究内容	质点在振动过程中，位移随时间而变化的规律	某一时刻连续介质中各质点相对于平衡位置的位移规律
图 象		
坐标含义	(t, x) 表示 t 时刻的位移是 x	(x, y) 表示 x 处质点某时刻的偏离平衡位置的位移为 y
物理意义	描述的是某一质点在各个时刻偏离平衡位置的位移	描述的是某一时刻各个质点偏离平衡位置的位移
图线的变化	研究质点振动的时间起点不同，图线的起始点不同	为瞬时图象，时刻选择不同，图象会变化，但变化中有规律

超声波的基本特性

什么是机械波

机械波产生的条件

声波的频率和传播速度由什么决定

超声及可听声的频率范围



➤ 超声波的传播速度

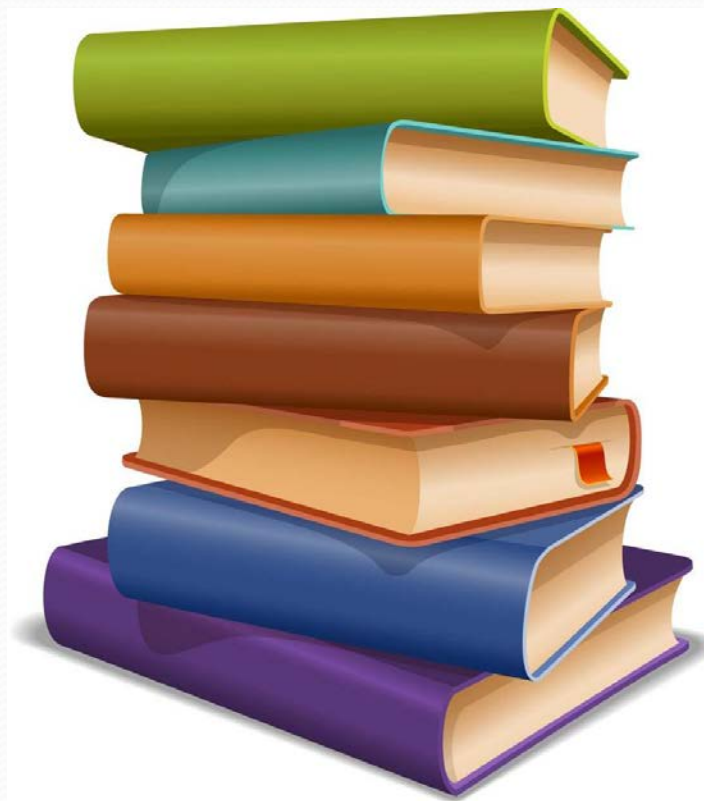
速度与媒质的密度和温度有关

速度 频率 波长的关系

➤ 声 压

声压的定义

声压级如何计算



➤ 声波的声强

声强的定义及公式

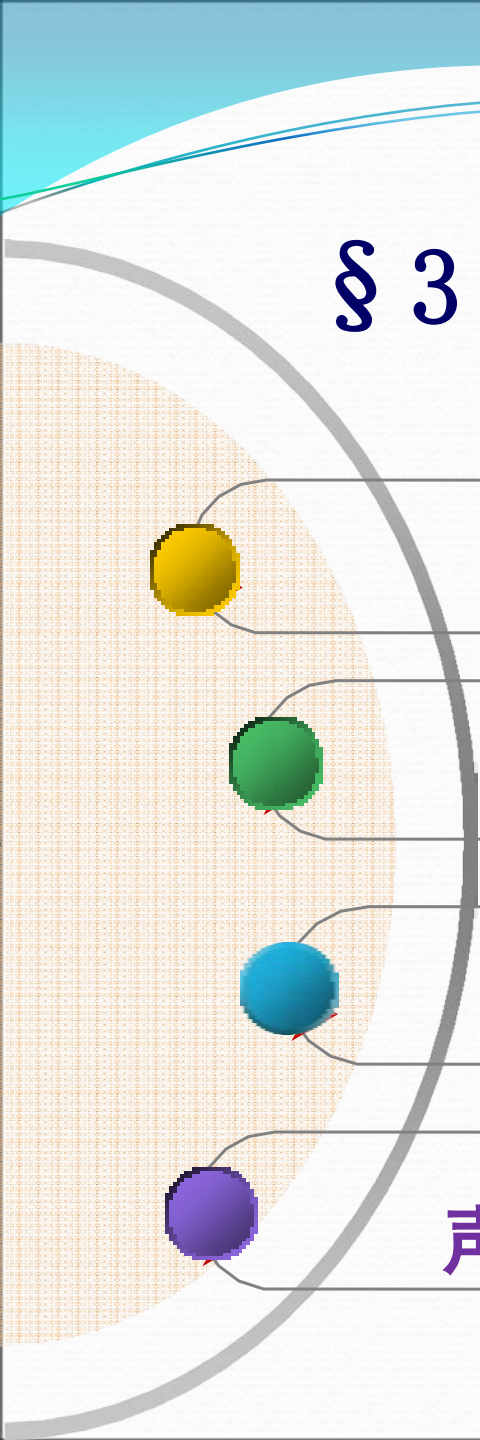
➤ 特性阻抗

特性阻抗的定义及公式

➤ 波动方程



§ 3 超声波的传播特性



超声波的传播声学边界条件

声波的反射

声波的折射

声波的散射和绕射

一 声学边界条件

◆ 声学特性不相同同时出现声学边界

声阻抗、声特性阻抗

- ◆ 界面：两种声阻抗不同的介质相接触的面。
- 大界面：界面尺寸大于声束直径的界面。
- 小界面：界面尺寸小于声束直径的界面。

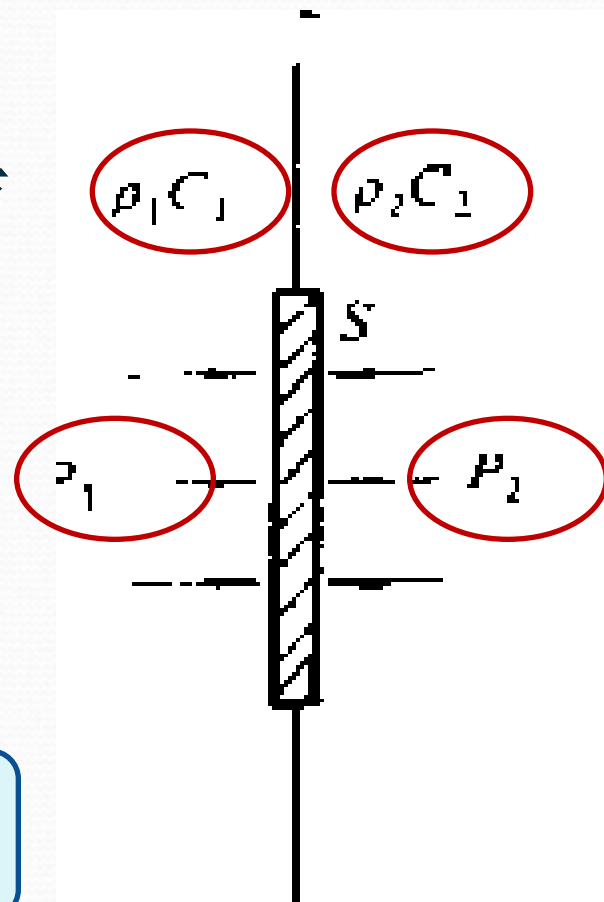
一 声学边界条件

(一) 声压连续

两种媒质中的声压在边界面处是连续的，即声压是相等的

$$\rho_1 C_1 \neq \rho_2 C_2$$

$$P_1 = P_2$$



一 声学边界条件

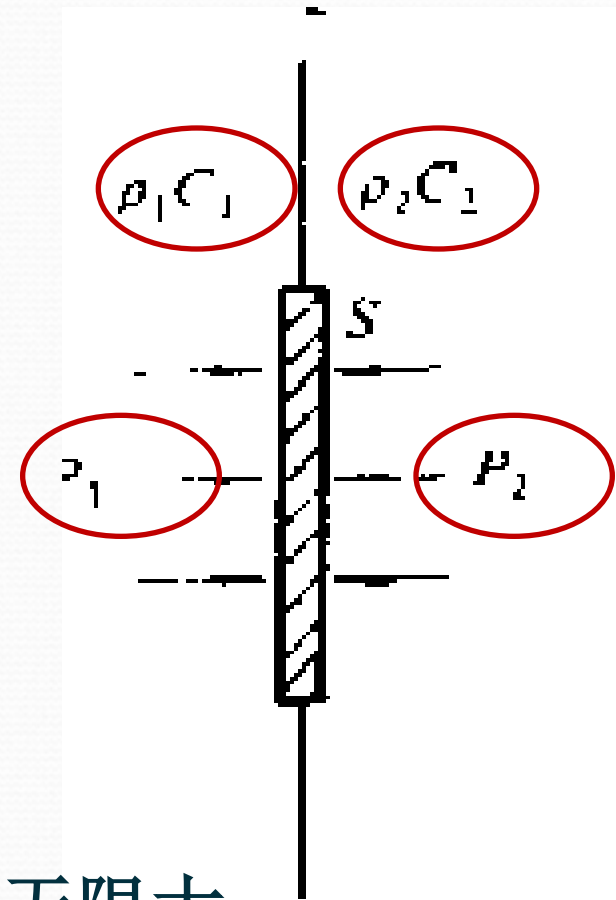
(二) 质点法向速度相等

质点振动速度在垂直界面的分量相等

$$v_i \cos \theta_i - v_r \cos \theta_r = v_t \cos \theta_t$$

注意：

边界只要大于超声波长，可以视为无限大；



二 超声波在界面上的反射和折射

(一) 反射和折射定律

界 面

大 界 面

(产生反射、折射)

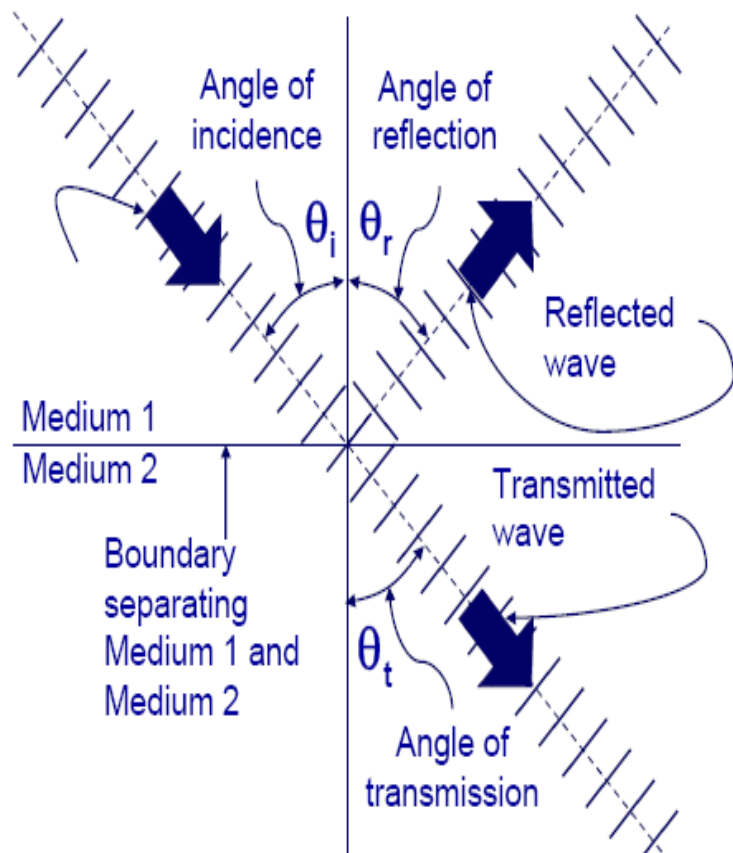
声学边界条件

小 界 面

(产生散射、干涉、衍射)

二 超声波在界面上的反射和折射

(一) 反射和折射定律



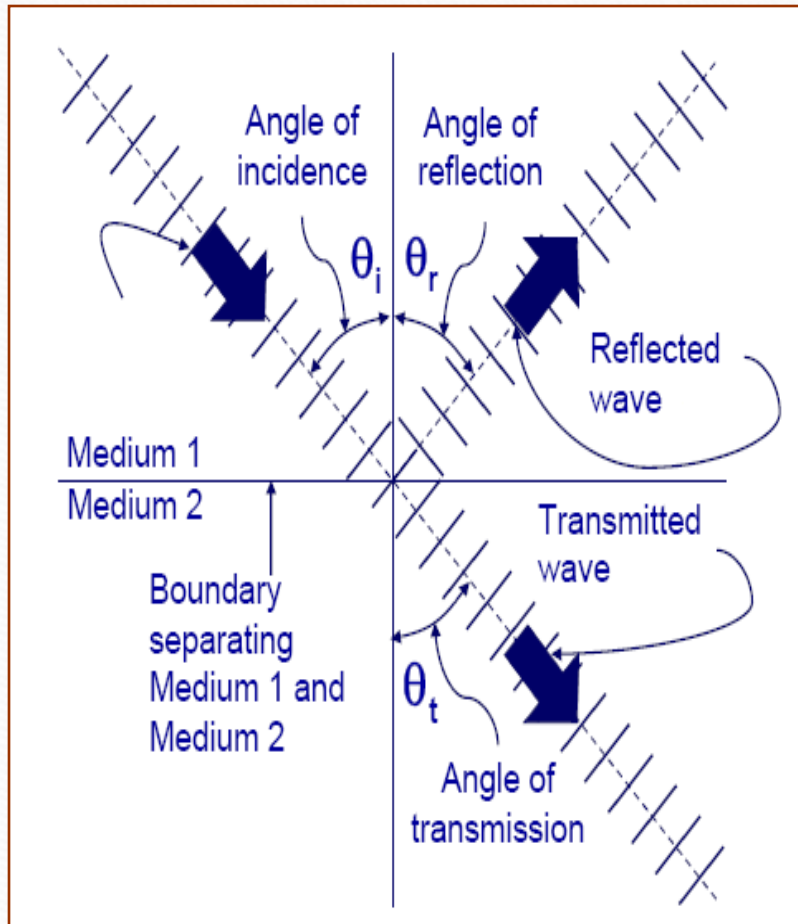
反射或透射的条件

- ◆ 界面线度远大于声波波长及声束直径
- ◆ 介质声阻抗界面处突变 “不连续”

临床上反射回声带来体内脏器及大界面信息

二 超声波在界面上的反射和折射

(一) 反射和折射定律



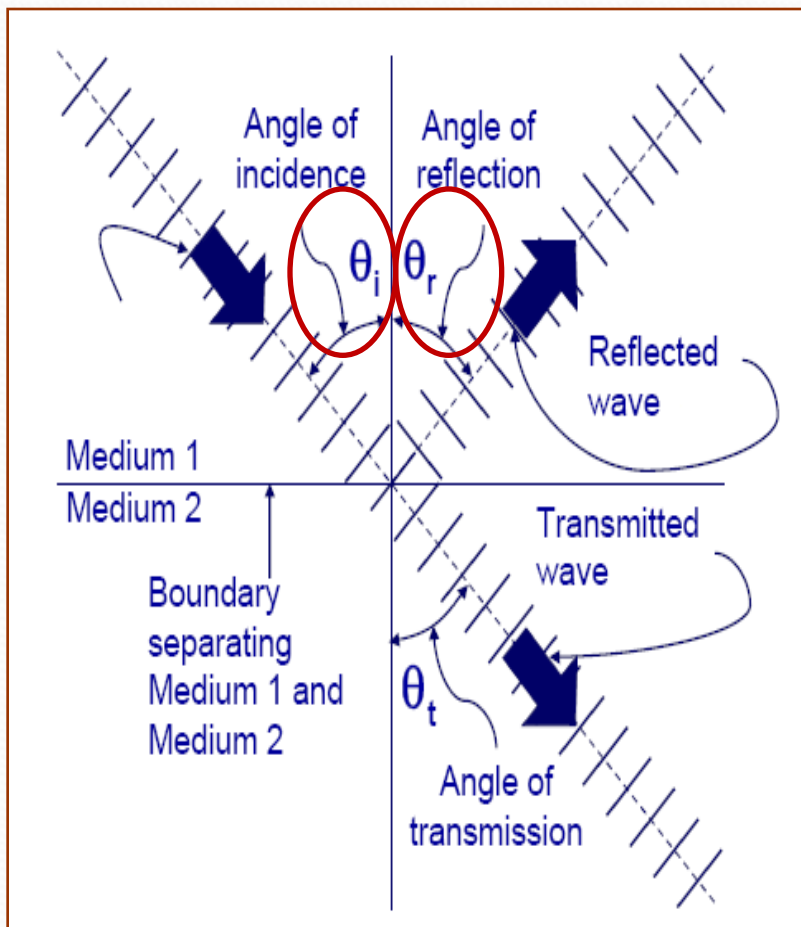
超声波传播遵循几何声学原则

➤ 直线传播

➤ 遇到界面发生反射和透射

二 超声波在界面上的反射和折射

(一) 反射和折射定律



➤ 反射定律:

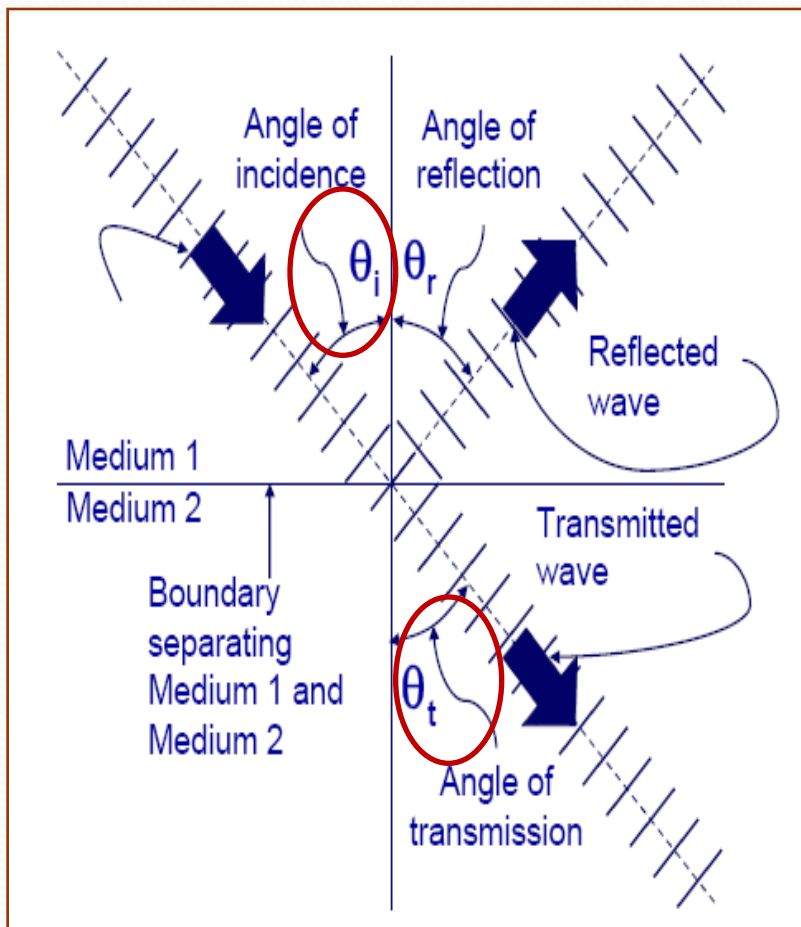
超声波向界面的入射

角等于反射角

$$\theta_i = \theta_r$$

二 超声波在界面上的反射和折射

(一) 反射和折射定律



➤ 折射定律:

声波向界面入射角的正弦值与折射角的正弦值之比等于两种媒质中的声速之比

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} = n_{12}$$

折射比

二 超声波在界面上的反射和折射

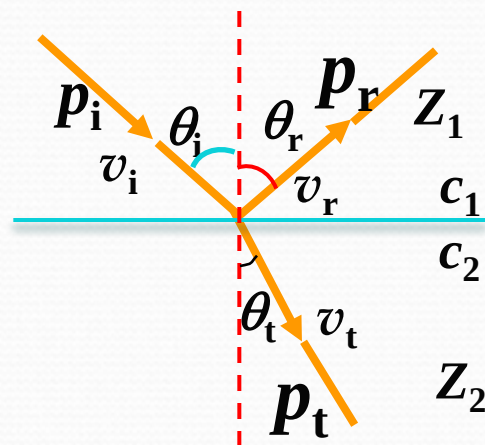
(二) 反射系数和透射系数

1、反射系数

➤ 声压反射系数

反射声压 p_r 和入射声压 p_i 之比

$$r_p = \frac{p_r}{p_i}$$



二 超声波在界面上的反射和折射

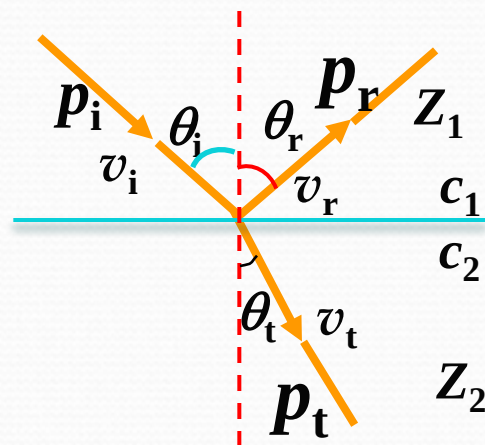
(二) 反射系数和透射系数

1、反射系数

两个连续

$$p_i + p_r = p_t$$

$$v_i \cos \theta_i - v_r \cos \theta_r = v_t \cos \theta_t$$



二 超声波在界面上的反射和折射

(二) 反射系数和透射系数

➤ 声压反射系数

$$p_i + p_r = p_t$$



$$v_i \cos \theta_i - v_r \cos \theta_r = v_t \cos \theta_t$$



$$r_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos \theta - Z_1 \cos \theta}{Z_2 \cos \theta + Z_1 \cos \theta}$$

二 超声波在界面上的反射和折射

(二) 反射系数和透射系数

1、反射系数

声波垂直入射

$$r_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

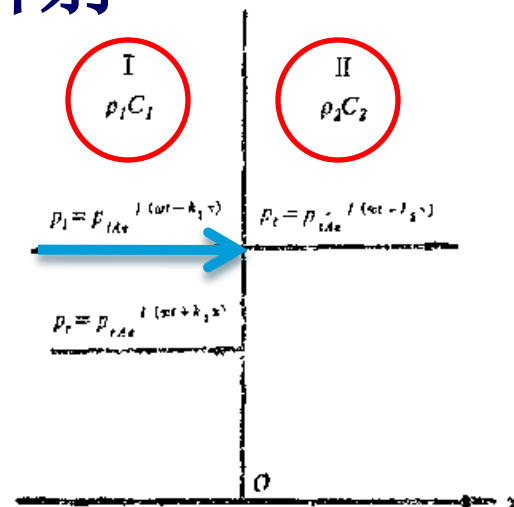


图2-29 超声波垂直入射界面

$Z_2 \gg Z_1$ $r_p \approx 1$ 全反射无透射

$Z_2 = Z_1$ $r_p = 0$ 全透射

$Z_2 \neq Z_1$ 软边界 ($Z_2 < Z_1$) 硬边界 ($Z_2 > Z_1$)

➤ 声压反射系数

名称	荧光树脂	颅骨	血液	肝	脑	皮肤	肌肉	脂肪	水
水	0.350	0.570	0.007	0.035	0.007	0.029	0.020	0.047	0
脂肪	0.390	0.610	0.047	0.049	0.054	0.076	0.067		
肌肉	0.330	0.560	0.020	0.015	0.013	0.009			
皮肤	0.320	0.560	0.029	0.006	0.022				
脑	0.340	0.570	0.0	0.028					
肝	0.320	0.550	0.028						
血液	0.350	0.570							
颅骨	0.290								

查表

声波由水入脑的 $r_p = 0.007$

二 超声波在界面上的反射和折射

(二) 反射系数和透射系数

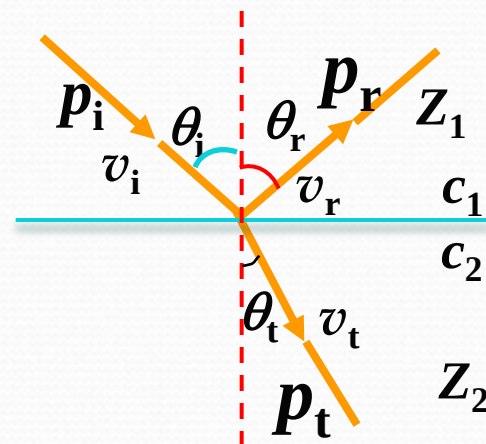
2、透射系数

衡量超声在不同介质中透射能量的大小

➤ 声压透射系数

透射声压 p_t 和入射声压 p_i 之比

$$t_p = \frac{p_t}{p_i}$$



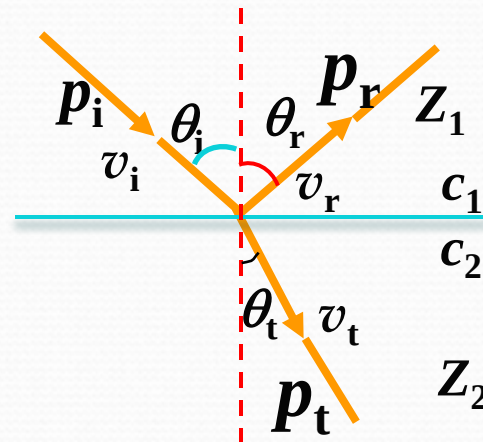
二 超声波在界面上的反射和折射

(二) 反射系数和透射系数

2、透射系数

➤ 声压透射系数

由声压连续和法向速度连续可知



$$\frac{p_i}{Z_1} \cos \theta_i - \frac{p_r}{Z_1} \cos \theta_r = \frac{p_t}{Z_2} \cos \theta_t$$

$$p_i + p_r = p_t$$

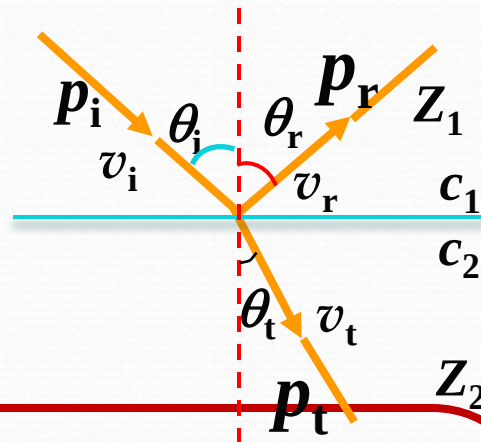
$$t_p = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_1 \cos \theta_t + Z_2 \cos \theta_r}$$

二 超声波在界面上的反射和折射

(二) 反射系数和透射系数

➤ 声压透射系数

声波垂直入射
$$t_p = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$



$Z_1 \gg Z_2$ $t_p \rightarrow 0$ 超声强烈反射无透射

$Z_1 \approx Z_2$ $t_p \approx 1$ 超声全部透射

$Z_2 \gg Z_1$ $t_p \approx 2$ 驻波现象 反射强烈

二 超声波在界面上的反射和折射

(二) 反射系数和透射系数

2、透射系数

➤ 声强透射系数

$$t_I = \frac{4Z_2Z_1\cos^2\theta_i}{(Z_1\cos\theta_t + Z_2\cos\theta_r)^2}$$

$$t_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{p_t^2 / Z_2}{p_i^2 / Z_1} = \frac{Z_1}{Z_2} (t_p)^2$$

声波垂直入射

$$t_I = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

超声在界面反射和透射只有垂直入射声强才能守恒

二 超声波在界面上的反射和折射

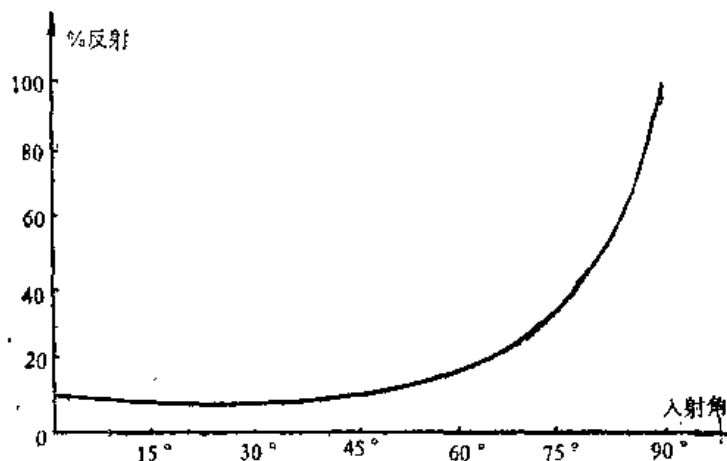


图2-30 入射角对边界反射声压振幅的影响

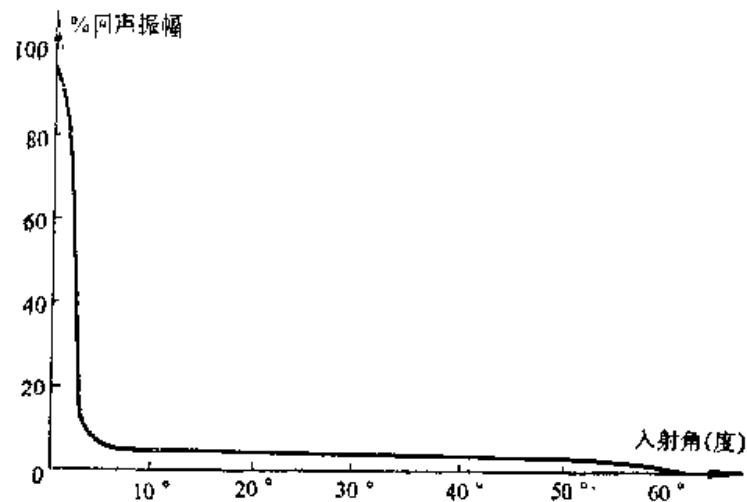


图2-31 入射对于换能器检测回声振幅的影响

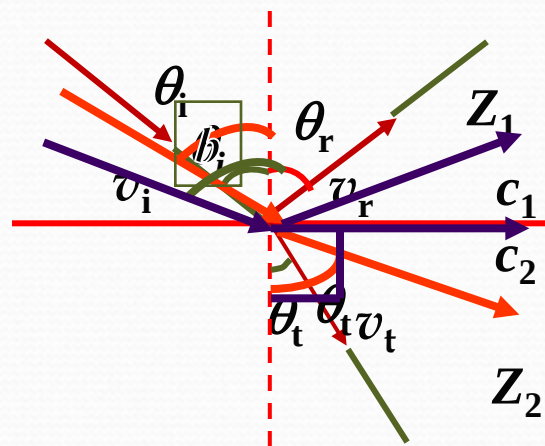
超声波在两种媒质的界面上的反射和透射
是与入射角度、声特性阻抗、折射状态有关的；

二 超声波在界面上的反射和折射

3、全反射

超声波透射定律

$$\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{c_1}{c_2}$$



如果 $c_1 < c_2$ 透射角随入射角增大而增大

当入射角达到 b 值，透射角增大至 90°

超声在界面全反射

b 角称全反射临界角

$$b = \sin^{-1}\left(\frac{c_1}{c_2}\right)$$

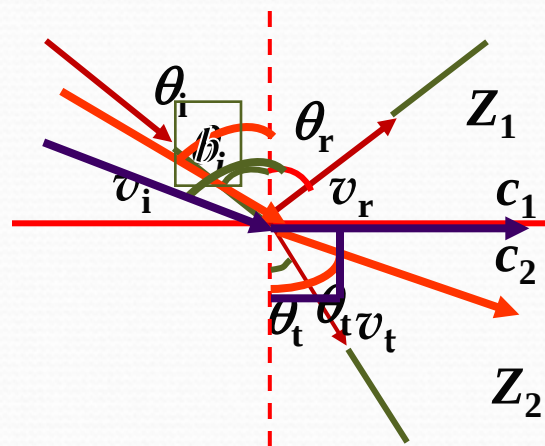
二 超声波在界面上的反射和折射

3、全反射

避免产生透射伪像及全反射现象

减少信号强度损失

实际应用中探头探测角度不超 24°



全反射现象对超声诊断无意义，应尽量避免。

4.在界面上的声能量守恒

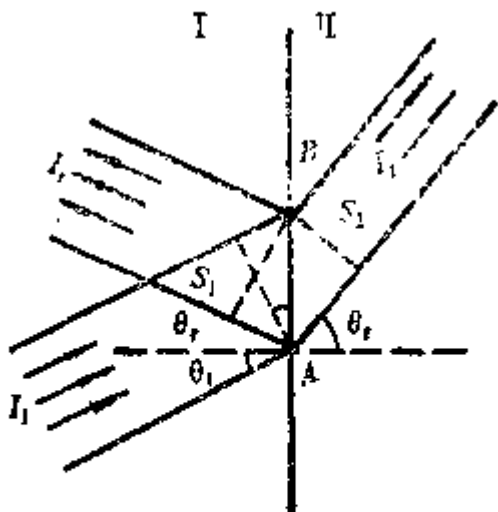
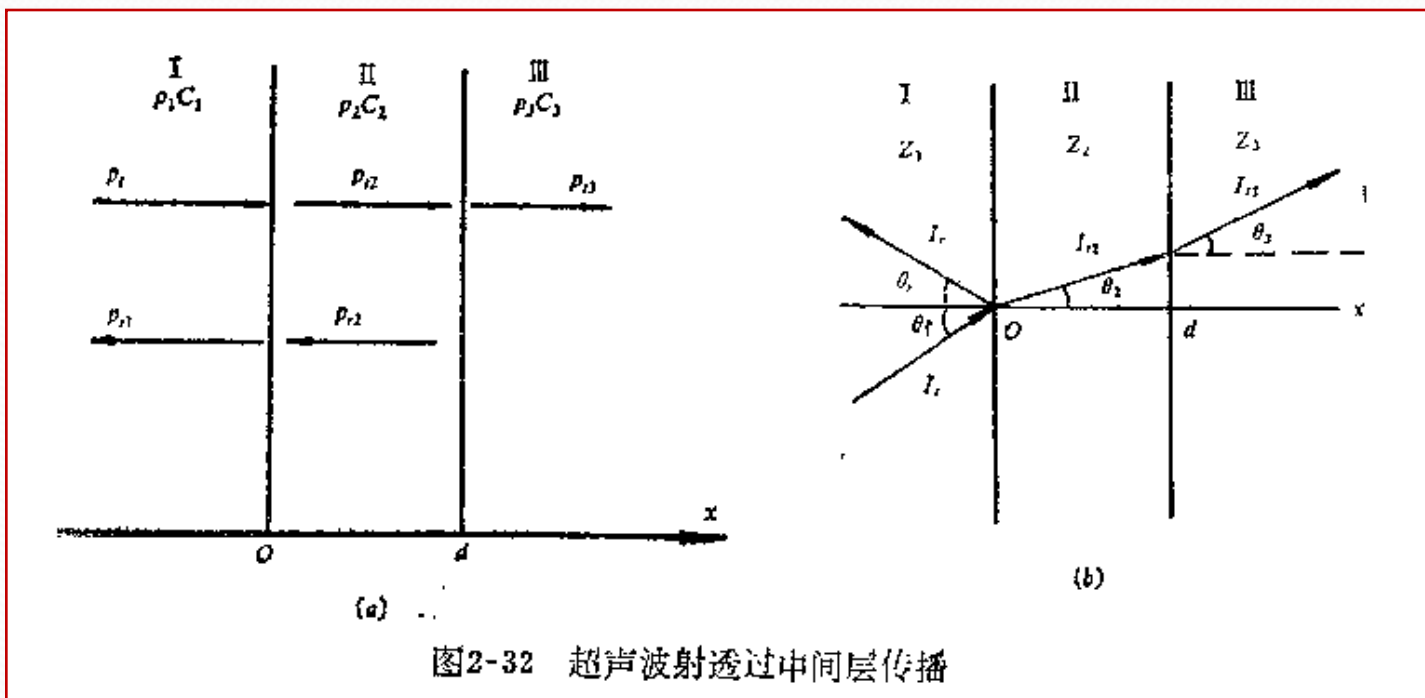


图2-32 界面上的声能量关系

反射波声能通量与折射波
声能通量之和等于入射波
声能通量；

三 超声波通过中间层传播

超声波有效向人体发射超声波，振动晶片前必须加上匹配层。同时在探头和人体之间加上一层导声胶作耦合剂；



三 超声波通过中间层传播

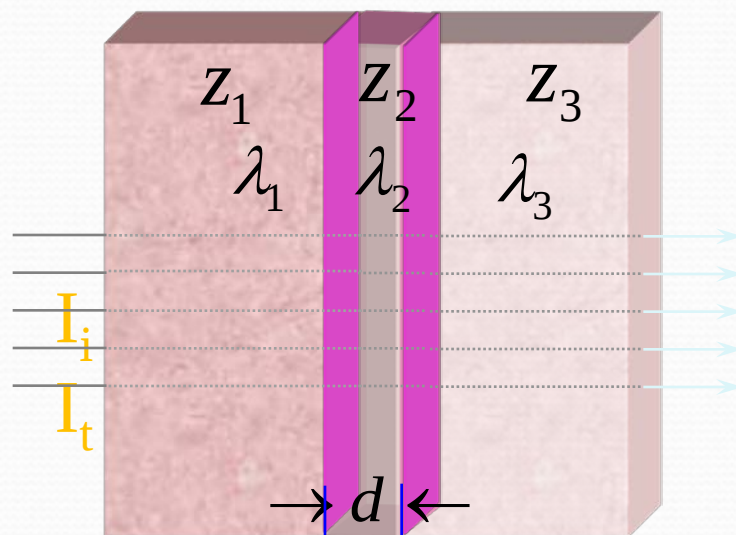
怎样使超声波能够
声阻抗（特性阻抗）差
别较大的介质中传播？



三 超声波通过中间层传播

(一) 垂直入射的情况

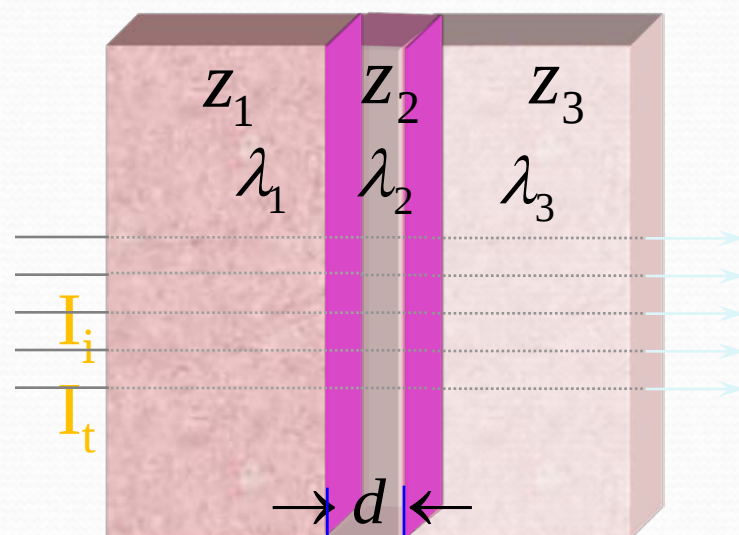
如图 声波垂直通过厚度 d 的介质薄层。忽略介质对声能量吸收，因入射波和反射波叠加各层间声压重新分布。



$$t_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_3}{(Z_1 + Z_3)^2 \cos^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) + \left(Z_2 + \frac{Z_1Z_3}{Z_2}\right)^2 \sin^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right)}$$

中间层透声的情况：

- 无限薄层全透射
- 半波长层全透射
- 匹配层全透射
- 倾斜入射情况



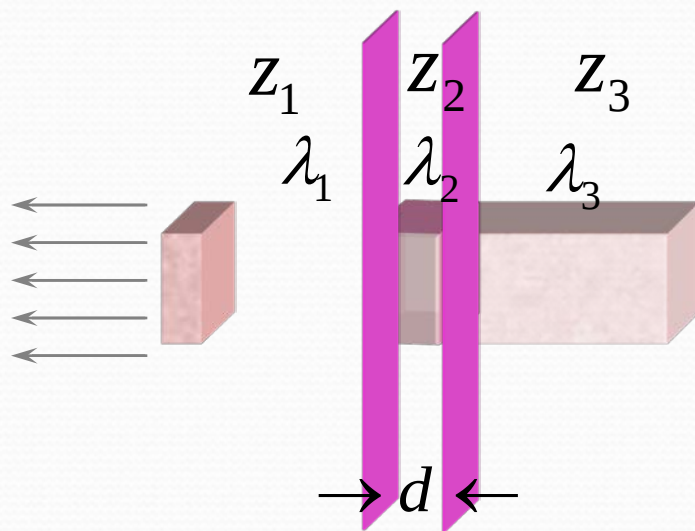
声强透射系数

$$t_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_3}{(Z_1 + Z_3)^2 \cos^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) + \left(Z_2 + \frac{Z_1Z_3}{Z_2}\right)^2 \sin^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right)}$$

1. $Z_1 \cdot Z_3 \gg Z_2$

如 Z_2 为软组织间的空气薄层

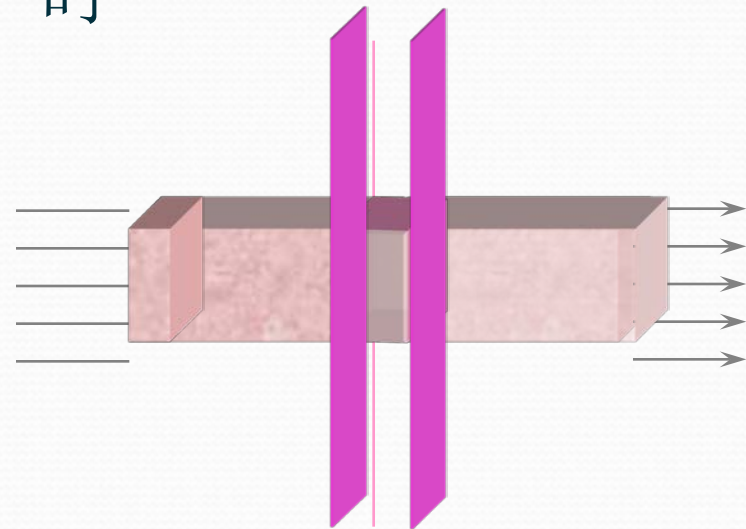
$t_I \rightarrow 0$ 声束不能透射



2. 当 $Z_1=Z_3$, $d \ll \frac{\lambda_2}{2\pi}$ 时

$$\cos^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) = 1 \quad \sin^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) = 0$$

$$t_I = 1$$



一种媒质中插入一中间层，只要层厚度远小于在层中间传播的超声波波长，这一层媒质就对声波的全透射没有影响

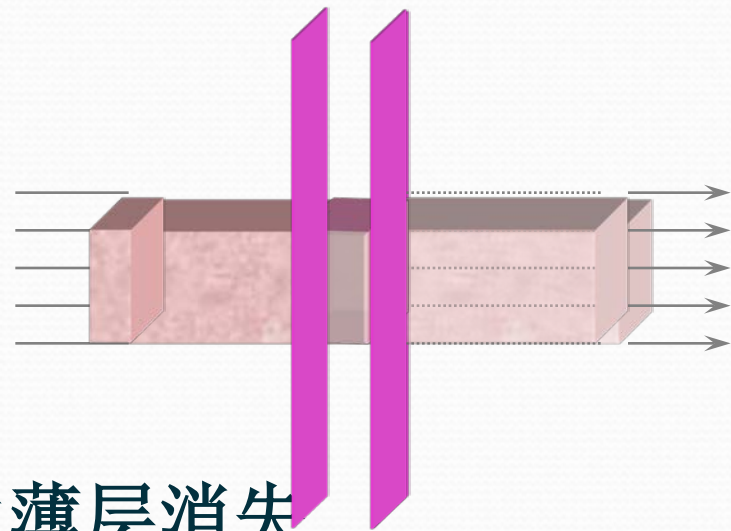
无限薄层全透射

3. $d = \lambda_2/2, \lambda_2, 3/2\lambda_2, \dots, n\lambda_2/2$

(n 不等于零的偶数), 或 $d \ll \lambda_2$

$$\cos^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) = 1 \quad \sin^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) = 0$$

$$t_1 = \frac{4Z_1Z_3}{(Z_1 + Z_3)^2}$$



相当于声束垂直通过 Z_1 、 Z_3 介质薄层消失

当中间层的厚度为半波长的整数倍的时候, 这一中间层不造成声损失

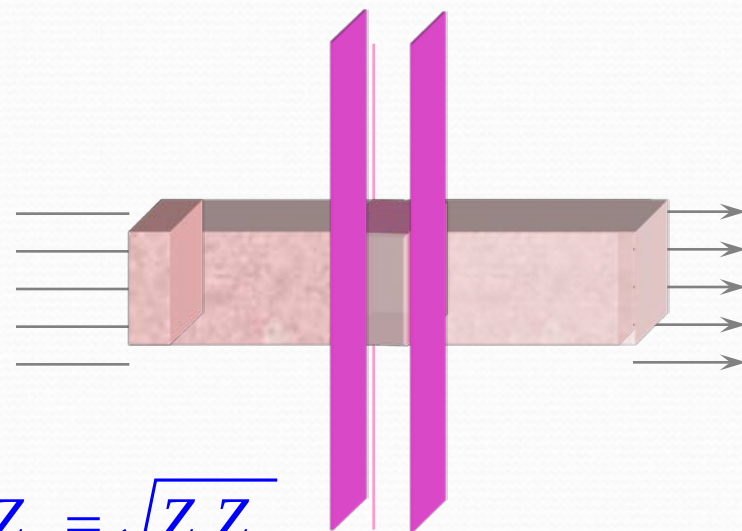
半波长层全透射

4. d 为 $\frac{\lambda_2}{4}$ 奇数倍

$$\cos^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) = 0 \quad \sin^2\left(\frac{2\pi}{\lambda_2}d\right) = 1$$

$$t_1 = \frac{4Z_1Z_3}{\left(Z_2 + \frac{Z_1Z_3}{Z_2}\right)^2} = \frac{4Z_2^2}{\left(Z_2 + \frac{Z_2^2}{Z_2}\right)^2} = 1$$

$$Z_2 = \sqrt{Z_1Z_3}$$



相当于两个介质界面不存在

匹配层全透射

(二) .耦合剂(coupling gel)

- 探头与体表间存在声阻抗差很大的界面，使超声波难以进入人体
- 填充厚度极小的耦合剂，相当于声束垂直通过介质薄层
- 使耦合剂厚度等于 $\frac{\lambda_2}{4}$ 奇数倍
- 阻抗值平方等于两侧介质阻抗的乘积
- 可使超声尽可能完全进入人体
- 临床使用液体石蜡

最大透射率是入射强度的四分之三左右

四 散射和绕射

超声波长 λ 与物体尺寸可以比拟
甚至更大时，会发生衍射和散射现象

(一) 超声波的散射

界面或障碍物线度 d 小于
且接近超声波长 λ ，传播方
向连续改变。

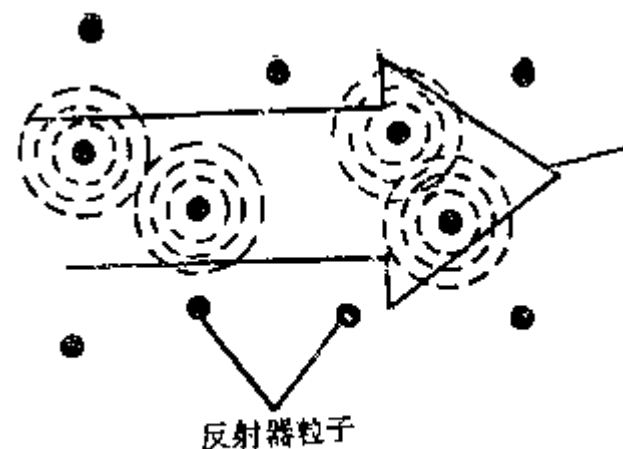
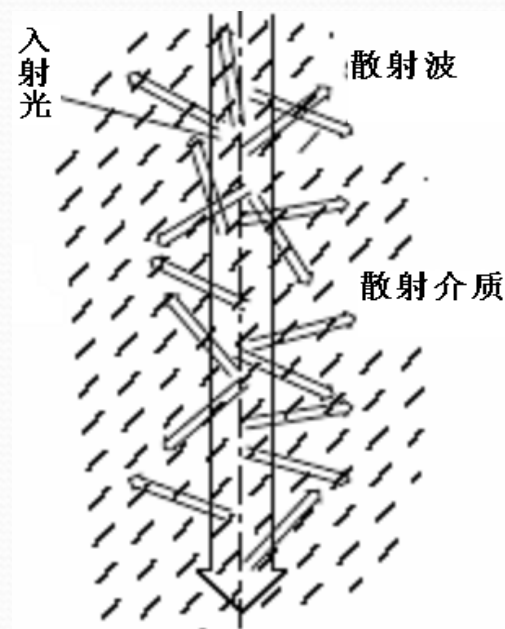


图2-35 超声波碰到粒状反射器的散射

超声入射悬浮粒子
(尘埃、烟雾、杂质、气泡等)

↓
悬浮粒子成为子波源 (散射中心)

↓
向空间各方向发射散射波 (子波)

↓
干扰入射波
(入射波与子波相干涉)

↓
形成干涉空间 (散射波场)

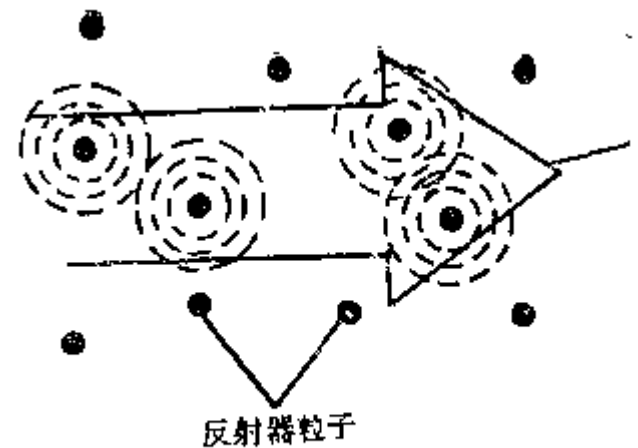
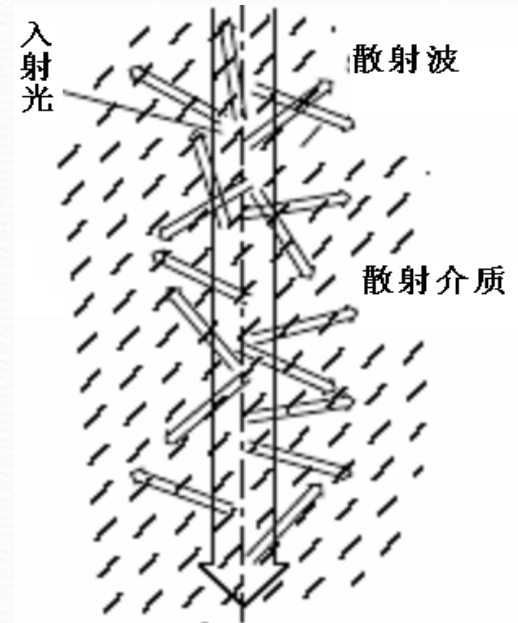


图2-35 超声波碰到粒状反射器的散射

四 散射和绕射

1、 散射截面概念

散射截面 σ 定义为截取平面行波声能等于某物体或体积在各个方向所散射的总能量的面积。

定量描述散射程度

$$\sigma = \frac{W}{I_i} (m^2)$$

I_i 入射声强 W 总散射功率

四 散射和绕射

1、 散射截面概念

$d \gg \lambda$ 散射面积取1, 散射不明显, 主要是反射、透射, 形成镜式反射并留下声影

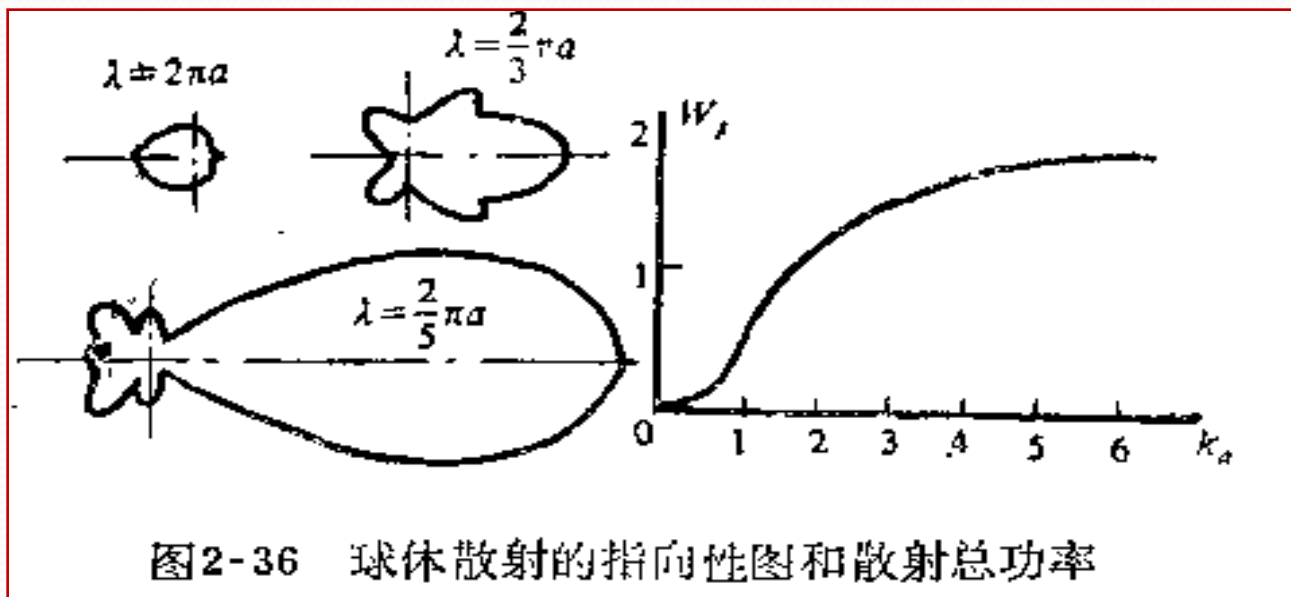


图2-36 球体散射的指向性图和散射总功率

四 散射和绕射

1、 散射截面概念

$d \ll \lambda$ ◆ 散射明显，散射场强度均匀分布(瑞利散射)

◆ 散射声强与入射波频率四次方成反比

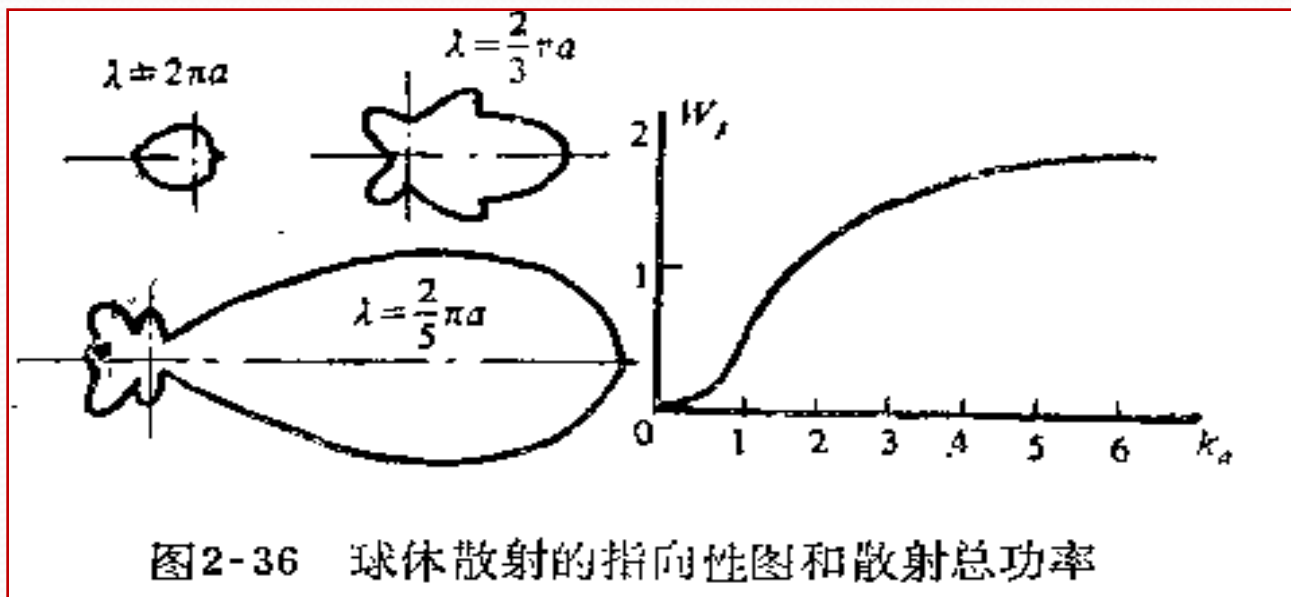
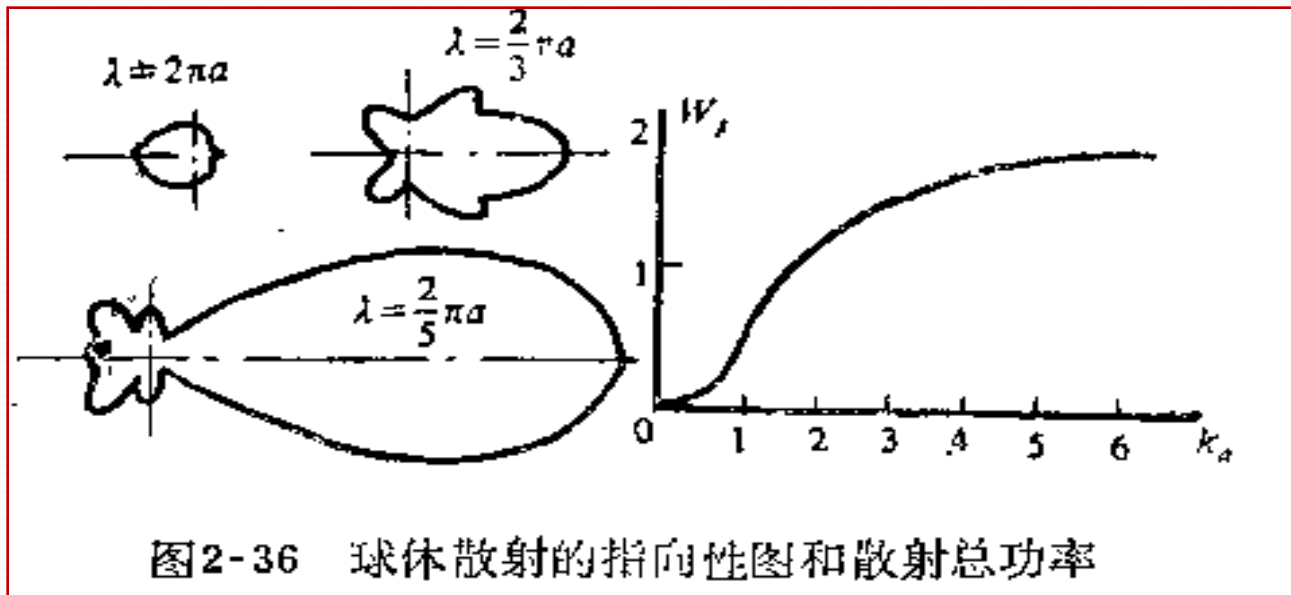


图2-36 球体散射的指向性图和散射总功率

四 散射和绕射

1、 散射截面概念

- $d \approx \lambda$ ◆ 散射场强度分布复杂，表现为角分布
- ◆ 与障碍物大小及声特性阻抗有关
 - ◆ 声强与频率四次方成正比，与距离平方成反比



四 散射和绕射

2、超声波在生物组织中的散射

- ◆ 频率高，波长短，散射小
- ◆ 散射角大，散射衰减厉害

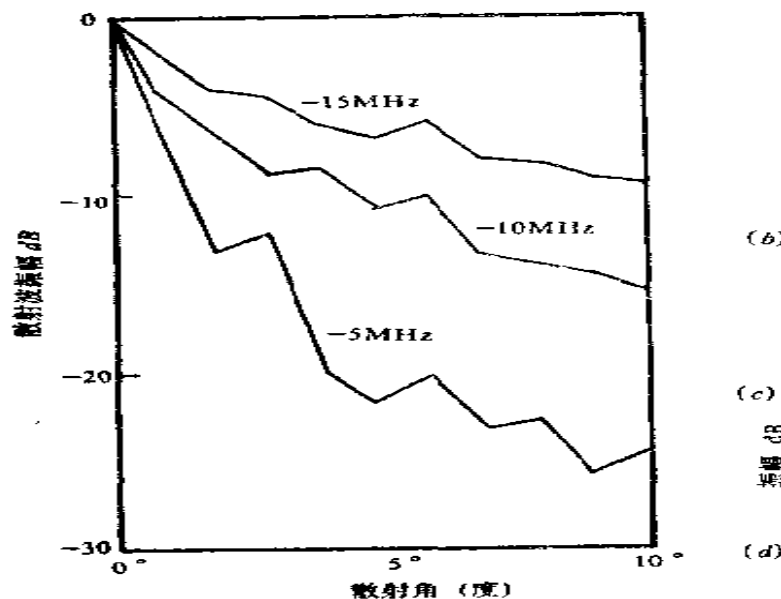


图2-37 肌肉表面散射波振幅与角度的关系

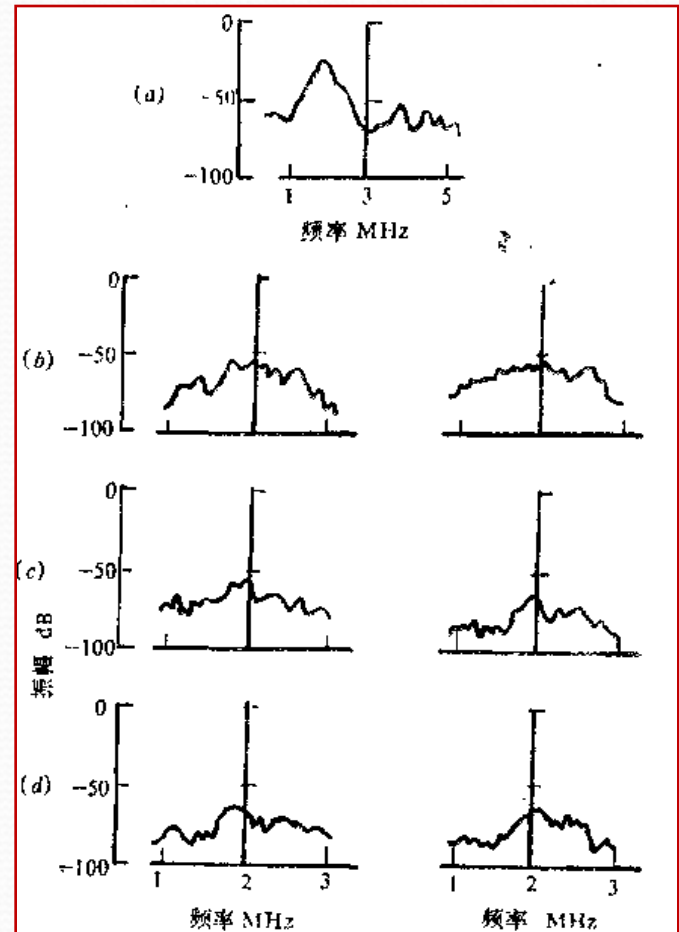
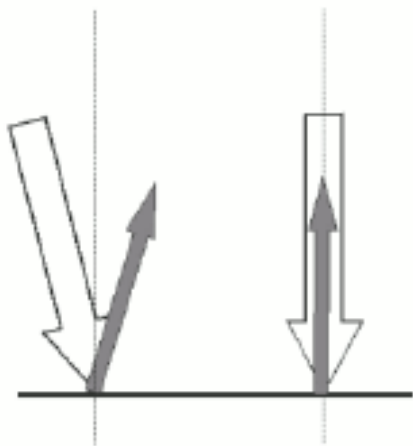


图2-38 散射频谱：标称频率2MHz；
选通时间为8 μ S a) 换能器参考频谱；b) 脂肪；c) 肝；d) 脾。

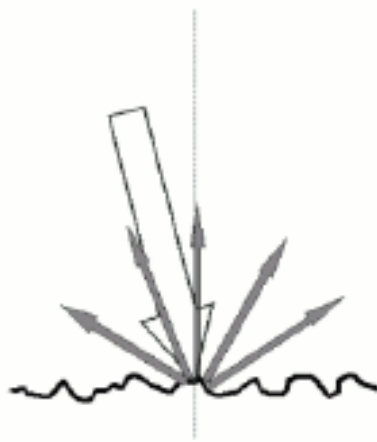
四 散射和绕射

超声波发生哪种作用和界面类型有关

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

四 散射和绕射

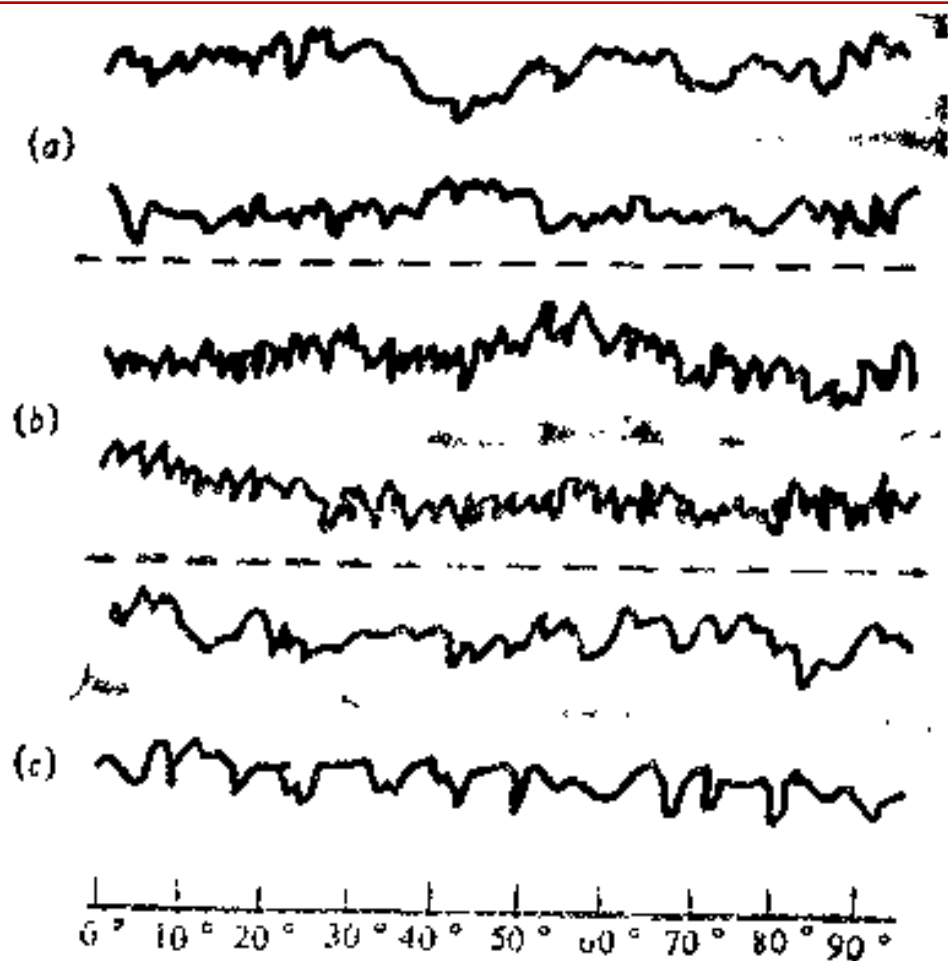
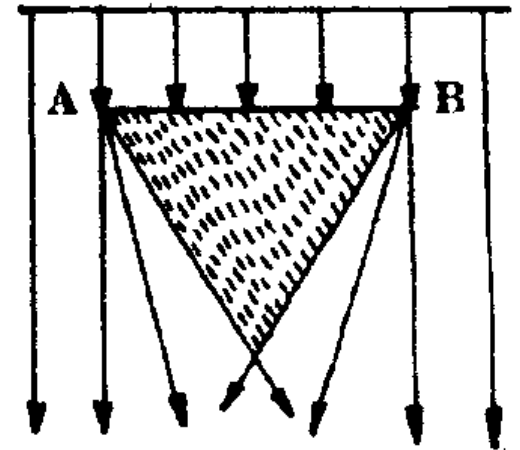
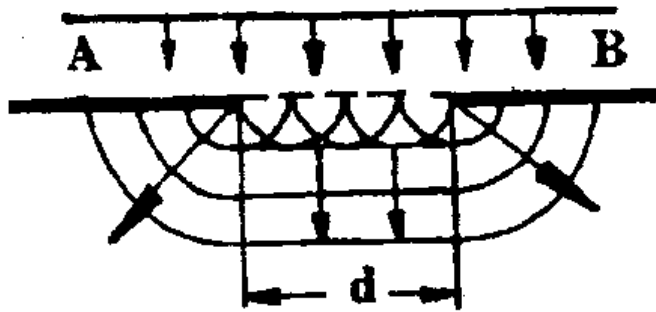


图2-39 散射振幅与角度的关系 标称频率1MHz, 取自两个人体的新鲜组织试样, (a)脾, (b)脑, (c)肝。

四 散射和绕射

(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；

四 散射和绕射

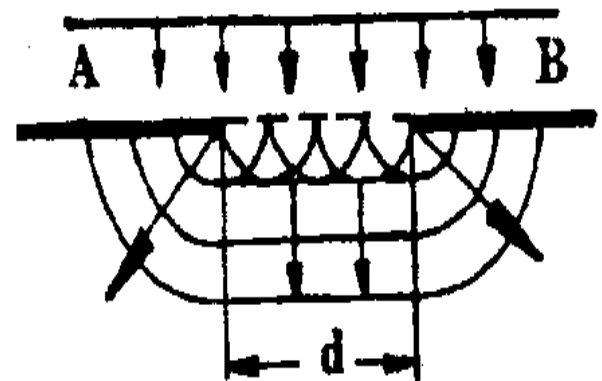
(二) 超声波的绕射

讨论：

(1) 当 $d = \lambda$ 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。



四 散射和绕射

(二) 超声波的绕射

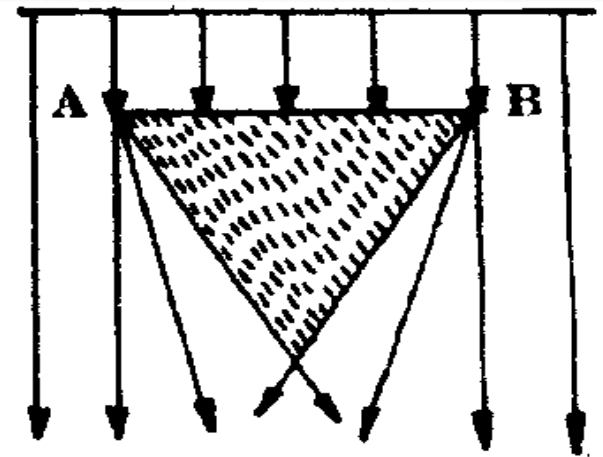
讨论：

(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（探测不到的育区）



四 散射和绕射

(二) 超声波的绕射

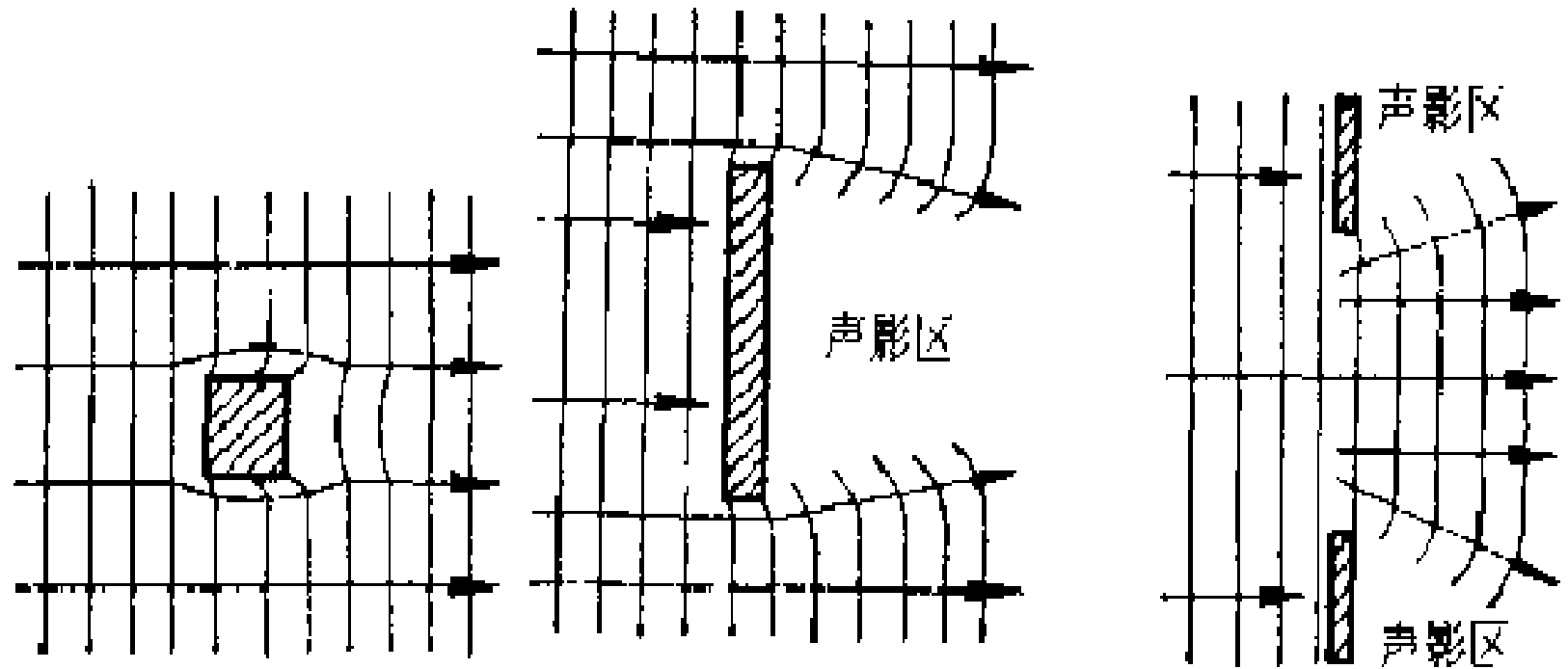


图 1.9.2 不同大小障碍物声衍射的示意图

五 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

同频率声波的合成，称为干涉

- 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；

五 超声波的干涉

(三) 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

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

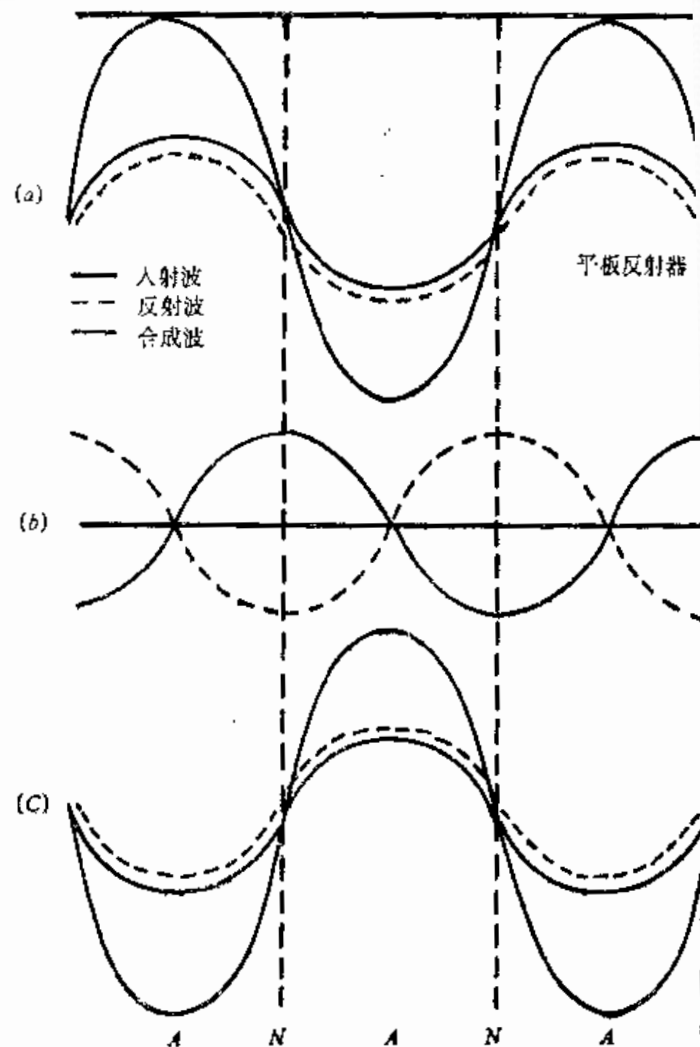


图2-41 驻波、A波腹、N波节

五 超声波的干涉

(三) 驻波

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

讨论:

1) 叠加结果, 各点仍作简谐振动;

2) 质点振动的振幅为 $2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right)$

即振幅与各质点的位置 y 有关, 与

时间无关;

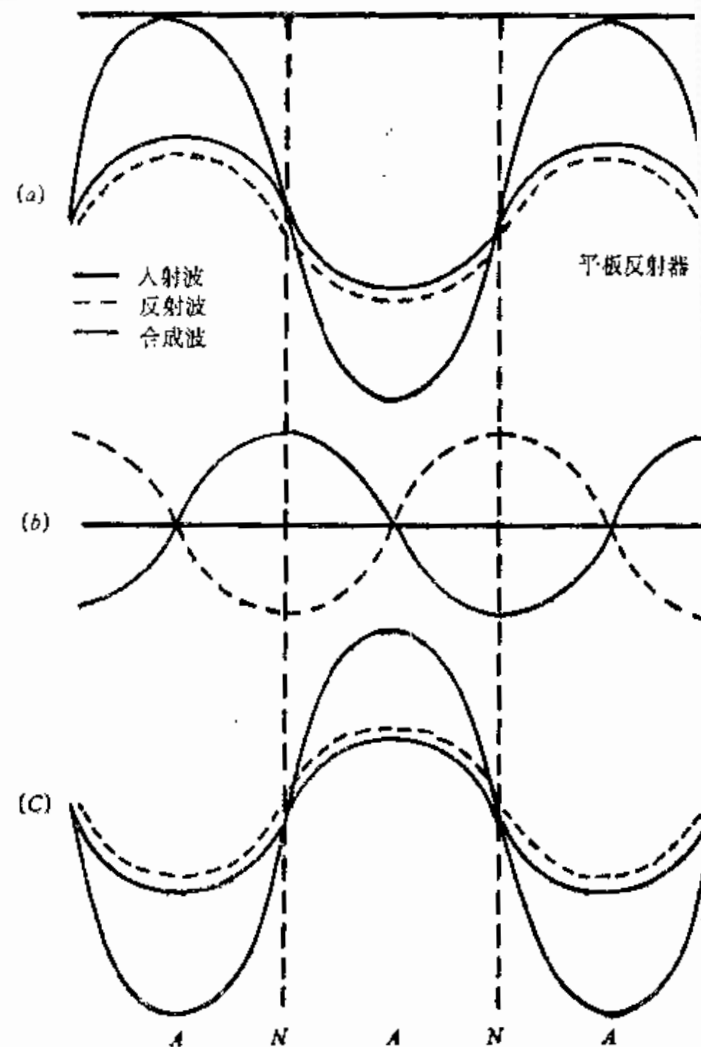


图2-41 驻波、A波腹、N波节

五 超声波的干涉

(三) 驻波

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

讨论:

3) 振幅最大为 $2A$ ，发生在
的点， y 为波腹位置；

$$\left| \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \right| = 1$$

4) 振幅最小为 0 ，发生在
的点， y 为波节位置；

$$\left| \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} y\right) \right| = 0$$

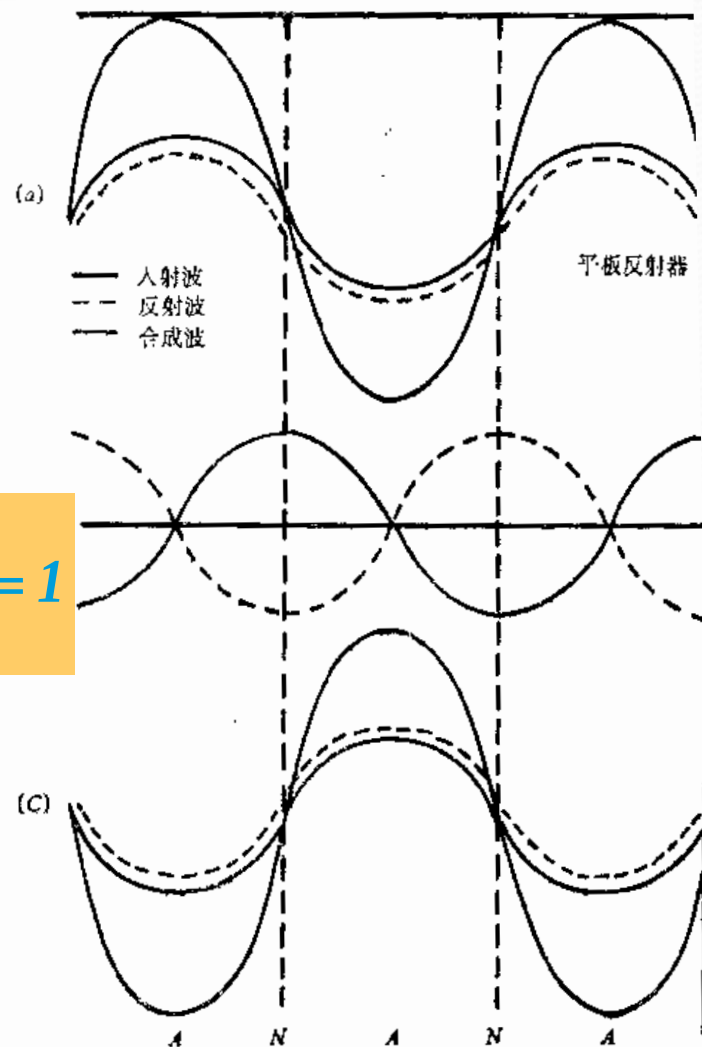


图2-41 驻波、A波腹、N波节

五 超声波的干涉

(三) 驻波

驻波的主要特点：

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

- 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。

五 超声波的干涉

(三) 驻波

驻波比(SWR)：表示驻波发生程度的物理量

$$SWR = \frac{p_{mi} + p_{mr}}{p_{mi} - p_{mr}}$$

式中， p_{mi} 为入射波声压幅值

p_{mr} 为反射波声压幅值

五 超声波的干涉

(三) 驻波

讨论：

$$SWR = \frac{p_{mi} + p_{mr}}{p_{mi} - p_{mr}}$$

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。

§ 4 超声的衰减

什么叫做衰减



超声在非理想的弹性
媒质中传播时，随着传播
距离的增加，其总能量逐
渐减弱的现象；

§ 4 超声的衰减

一 衰减的成因

声能
分散

- 超声束的扩散
- 超声波的散射

扩散衰减

散射衰减

介质
吸收

- 粘滞性吸收
- 导热性吸收
- 弛豫性吸收

吸收衰减

一 衰减的成因

(一) 扩散衰减

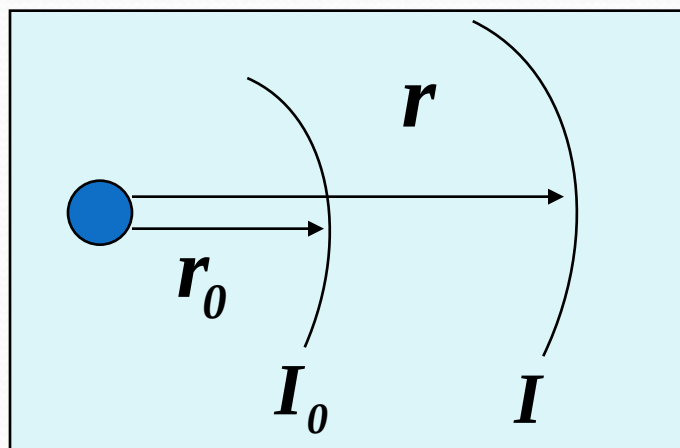
◆ 声波能量分布改变造成的衰减（超声束的扩散）

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）

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

平方反比定律



扩散衰减与波阵面形状有关，与介质特性无关

一 衰减的成因

(二) 散射衰减 (Scattering) (超声波的散射)

声波与散射中心多次相互作用部分声能转化为热能散失

指由于传播介质的不均匀性，或介质中含有其它杂质微粒，使超声波产生散乱反射而导致超声强度减弱的现象。

声波与散射中心相互作用

声波散射 能量损耗

一 衰减的成因

(三) 吸收衰减

声能转变为热能、机械能等其它形式能量

弛豫性吸收

导热性吸收

粘滞性吸收

相对运动吸收

气泡吸收

滞后作用吸收

吸收衰减与声波的频率有关

二 衰减系数

1.基本定义

- 表示声音能量传播过程中下降的快慢程度

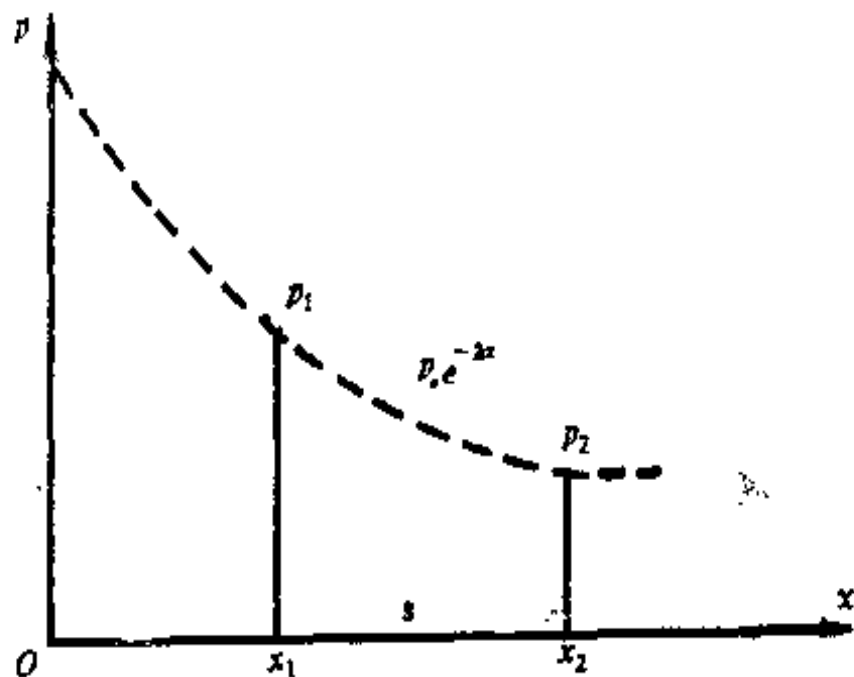


图2-42 超声随传播距离衰减

➤ 声压衰减系数

衰减系数 α 的值等于
单位距离上声压幅值比的
自然对数；

➤ 声强衰减系数

二 衰减系数

推导

$$-dI \propto Idx$$

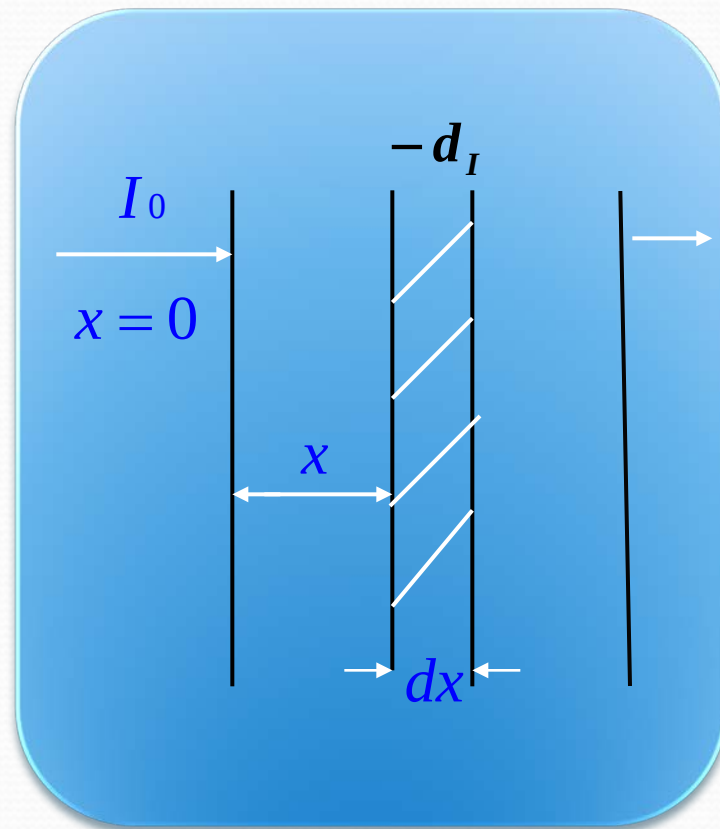
$$-dI = \alpha Idx \quad \left(\alpha = \frac{-dI}{I} \cdot \frac{1}{dx} \right)$$

$$\int \frac{dI}{I} = -\alpha \int dx$$

$$\ln \frac{I}{I_0} = -\alpha x$$

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\alpha x}$$

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$



二 衰减系数

1). 声强衰减规律

$$I = I_0 e^{-\alpha_I x}$$

式中， α_I 称为声强吸收系数

α_I 的物理意义：表示超声波通过单位长度的吸收物质时，强度减少的份额。

单位： m^{-1} , cm^{-1}

二 衰减系数

2). 声压衰减规律

$$p = p_0 e^{-\alpha_p x}$$

式中， α_p 称声压吸收系数(衰减系数)，

单位： m^{-1} ， cm^{-1}

在医用超声中，吸收系数往往作为组织定征和疾病判别的一个重要参数，而吸收则是衰减的一个重要组成部分。

二 衰减系数

3) . α 同 α_p 的关系

根据 $I = \frac{p^2}{Z}$ $I = I_0 e^{-\alpha x}$ $\frac{p^2}{Z} = \frac{p_0^2}{Z} e^{-\alpha x}$

得 $p^2 = p_0^2 e^{-\alpha x}$ $p = p_0 e^{-\alpha x/2}$

而 $p = p_0 e^{-\alpha_p x}$

两式相比得 $\alpha_I = 2\alpha_p$

影响 α 、 α_p 的因素： (1) 介质性质

(2) 超声波频率

二 衰减系数

2.奈贝概念(一种级的单位)

- 表示两个量的类比程度;
- 声学中用声压相比的自然对数加以定义;

$$n_N = \ln\left(\frac{p_1}{p_2}\right)$$

$$1Np = 8.68dB$$

$$1dB = 0.115Np$$

二 衰减系数

3. 半价层

超声衰减半价层的概念来说明媒质吸收能的程度；

组织内传播的超声波其强度衰减到初始值一半时的距离，单位为 cm 。

$$H = \frac{1}{2\alpha} \ln 2$$

二 衰减系数

表2-13 人体组织超声吸收半价层值

人 体 组 织	半价层值 (cm)	超声频率 (MHz)
血 浆	100	1.0
血	35	1.0
脂 肪	6.9	0.8
肌 肉	3.6	0.8
脑 (固定标本)	2.5	0.87
肝 (死后20小时)	2.4	1.0
颅 骨	0.23	0.8
肾	1.3	2.4
腹壁 (连腹肌)	4.9	1.5

二 衰减系数

4. 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；

原因：

- ◆ 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；

二 衰减系数

4. 混响和多次反射

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

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；

超声传输和衰减的几个问题

声波波形的畸变

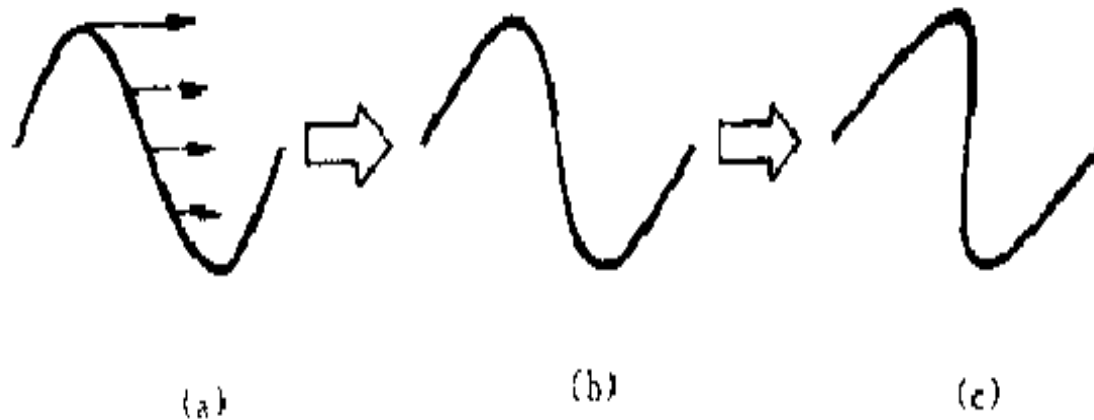


图 1.12.1 有限振幅波的畸变过程

(a) 原始正弦波形；(b) 稍有畸变；(c) 严重畸变(锯齿波)。

波形的畸变标志着谐波的产生；

超声传输和衰减的几个问题

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；

三 衰减系数的理论分析

(一) 固体媒质

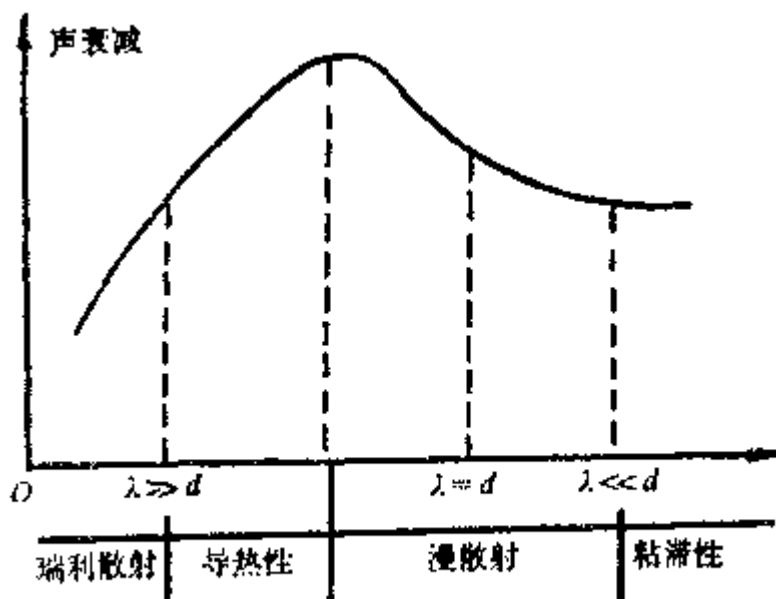


图2-44 声衰减系数与多晶体晶胞直径 d 的关系

□主要是吸收和粘滞的衰减；

□和晶胞尺寸有关系；

□吸收衰减和频率有关；粘

滞衰减也和频率有关，

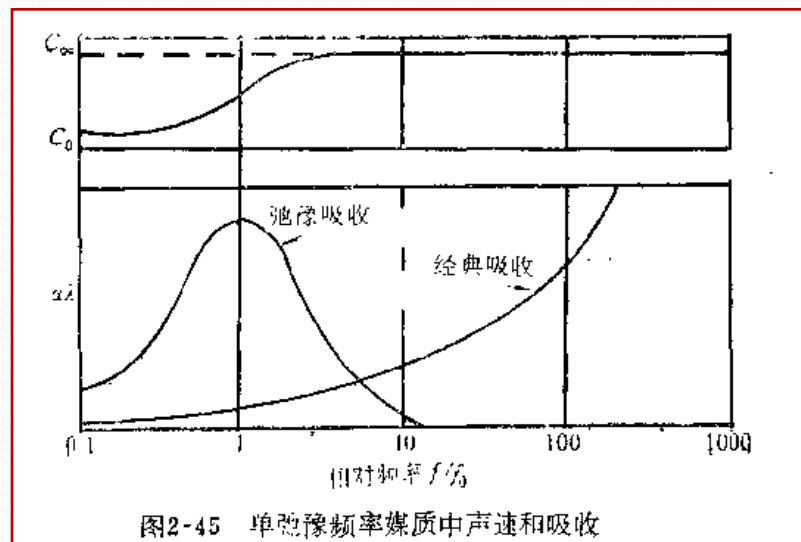
(二) 流体中声衰减

$$a = \frac{\omega^2}{2\rho_0 C^3} \left[\frac{4}{3} \eta' + \chi \left(\frac{1}{C_v} - \frac{1}{C_p} \right) \right]$$

声吸收经典理论公式

吸声系数与频率平方成正比例，频率越高衰减越快，传播的距离愈短；

$$a = \sum_{i=1}^n \frac{\omega^2}{2\rho_0 C^3} \cdot \frac{\eta_i}{(1 + \omega^2 \tau_i^2)}$$



弛豫吸收理论公式
散频现象

四 生物组织的超声衰减

➤ 衰减系数 α

吸收衰减系数、散射衰减系数

与组织厚度、超声频率有关

$$\alpha = \beta f \quad \beta \text{ 平均吸收系数}$$

软组织对超声平均衰减系数

$$0.81 \times \text{dB (cm} \cdot \text{MHz)}^{-1}$$

频率增加1MHz，传播距离增加1cm

组织对超声衰减增加0.81dB

四 生物组织的超声衰减

➤ 半价层H 组织内传播的超声波其强度衰减到初始值一半时的距离，单位为cm。

➤ 混响时间 声源停止发射后，声场中某点振动延续时间

原 因

- 界面间多次反射
- 声波引起固有振动
- 介质不均匀性引起散射

(一) 生物组织超声衰减系数的拟合公式

- 生物软组织中声衰减系数与非生物均匀媒质不同，它是频率的函数

$$\alpha = \alpha_0 f^2$$

α_0 衰减斜率

(二) 衰减系数与生物组织结构和成分的关系

随着组织含水量的增加，声速、声衰减、声散射系数均减小；

脂肪成分增加，声速减小，声衰减系数、声散射系数增大；

蛋白质增加，尤其是胶原蛋白，明显影响声衰减系数增大；

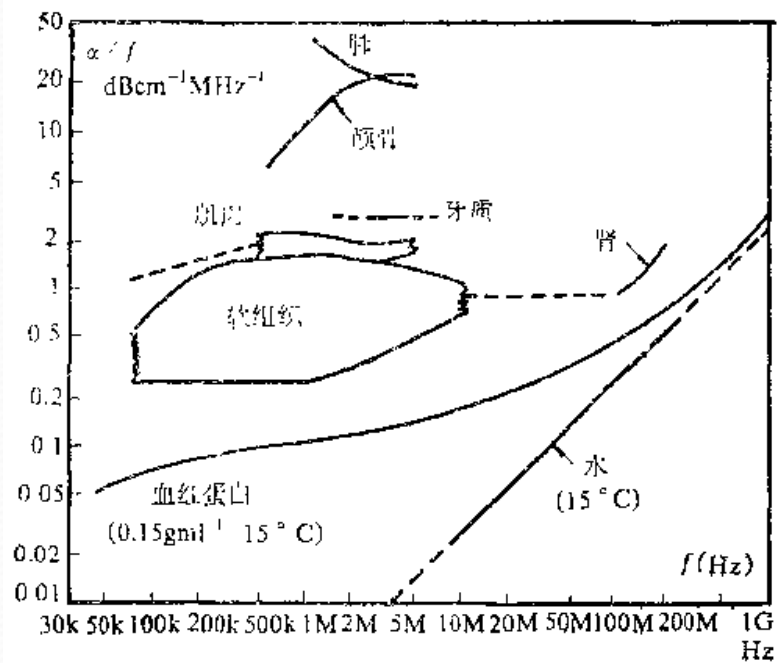


图2-46 以 α/f 表示的正常生物材料的吸收系数 (由24种文献绘成)

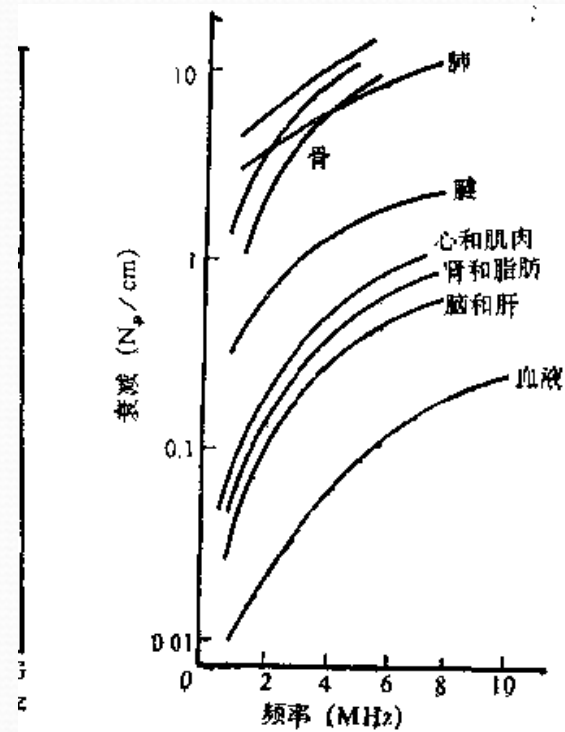


图2-47 超声诊断和治疗频率范围内的人体组织超声衰减系数

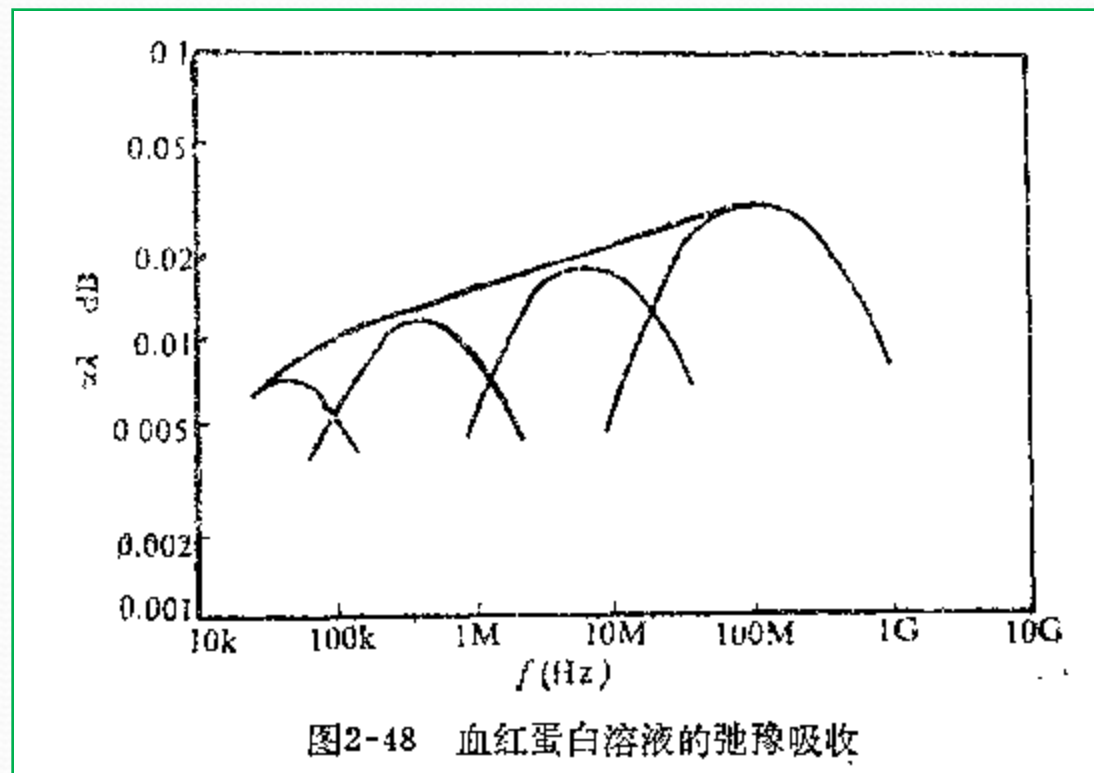


图2-48 血红蛋白溶液的弛豫吸收

(三) 衰减与温度的关系

声强增加温升梯度也增加；吸收系数随着温度梯度增加而增加；

(四) 病变对生物组织超声衰减的影响

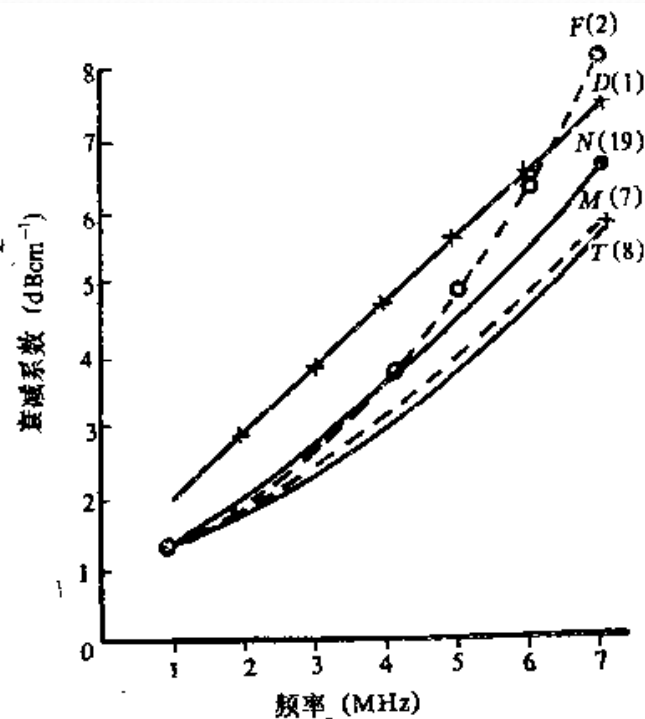


图2-49 病理和正常状态肝组织的超声衰减系数

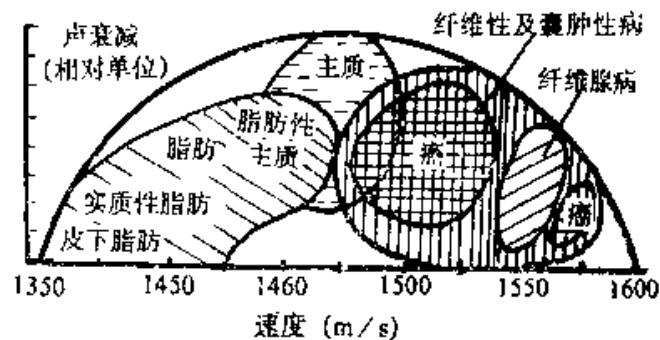


图2-50 乳腺组织声速和声衰减

(四) 病变对生物组织超声衰减的影响

表2-19 正常与病变肝组织的声速

组 织 状 态	简 称	样品数目	平均声速 (ms^{-1})	标 准 偏 差
正 常 肝	N	15	1577	3
肝 肿 瘤	T	7	1555	6
混 合 型 *	M	4	1559	2
浸 润 性 肝 癌	D	1	1631	—
脂 肪 肝	F	2	1553	—

• 正常肝组织与肿瘤组织混合

§ 5 超声的非线性特性

- 声波传输的公式是基于理想状态的，均匀静止等等；略去了一些二阶小量；
- 小振幅声波，即 $v \ll C$ ， $\xi \ll \lambda$ ， $\rho' \ll \rho_0$
- 实际上的传输要复杂得多；

一 非线性声波方程

- ◆ 超声传递过程中，如果考虑密度的变化情况，得出相应传播公式；

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} = \frac{c^2}{\left(1 + \frac{\partial p}{\partial x}\right)^2} \cdot \frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2}$$

一维非线性声波方程

一 非线性声波方程

- ◆ 同样声压也可以求解出来，这时声压展开成密度的函数；有一次，二次，及以上量；

$$p = P - P_0 = A\left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0}\right) + \frac{B}{2!}\left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0}\right)^2 + \frac{C}{3!}\left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0}\right)^3 + \dots$$

一 非线性声波方程

- ◆ 我们把二次项和一次项系数相比 B/A 就可以度量非线性程度；（其他高阶项极小）

$$B / A = \frac{\rho_0}{c_0^2} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial p^2} \right)$$

B/A 成像的非线性参量

二 B/A非线性声学参量计算和测量

(一) 通过物态方程估算

$$B/A=n-1$$

(二) B/A非线性参量的测量

- ◆ 有限振幅法

- ◆ 热力学方法

二 B/A非线性声学参量计算和测量

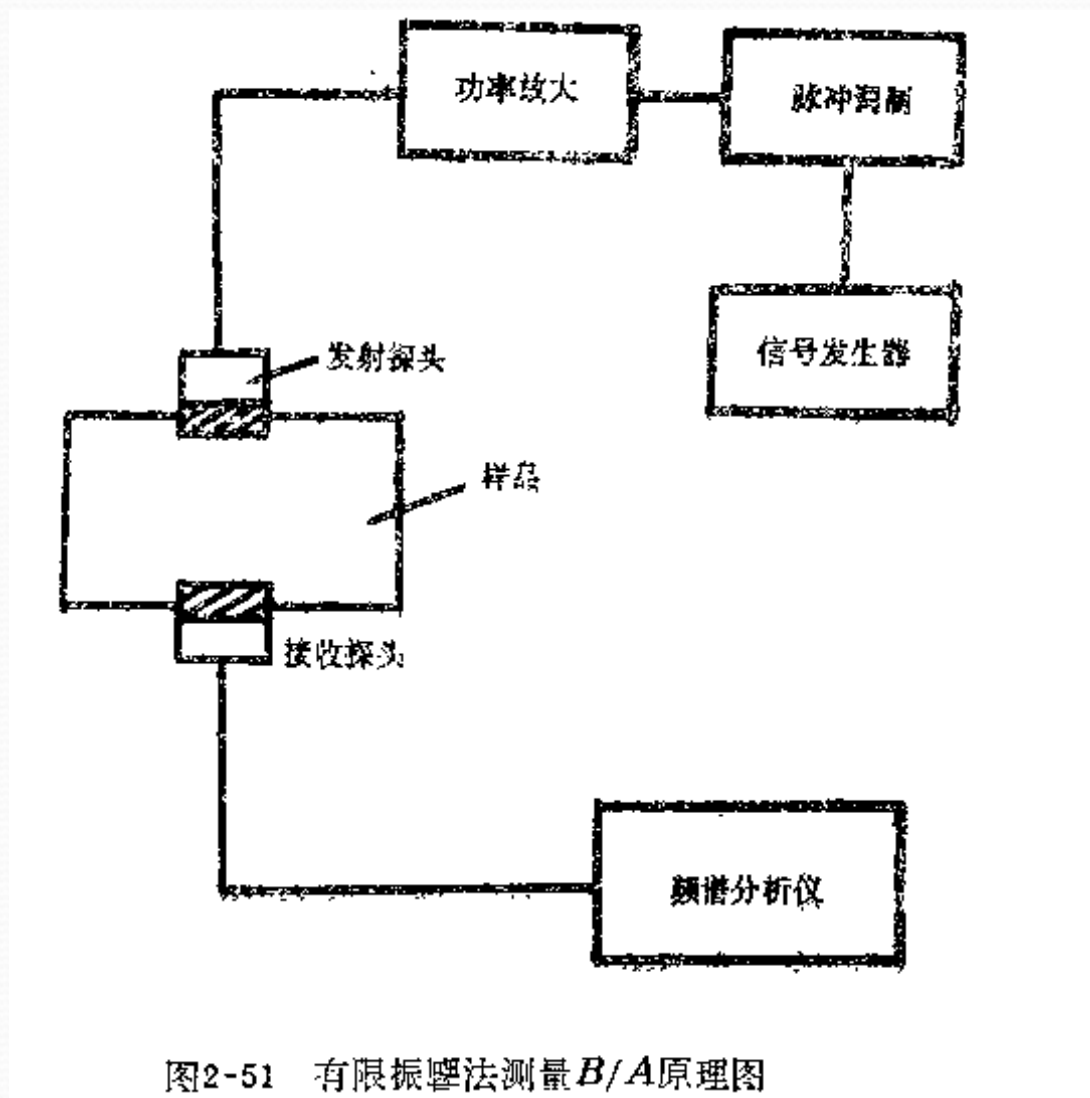


图2-51 有限共振法测量 B/A 原理图

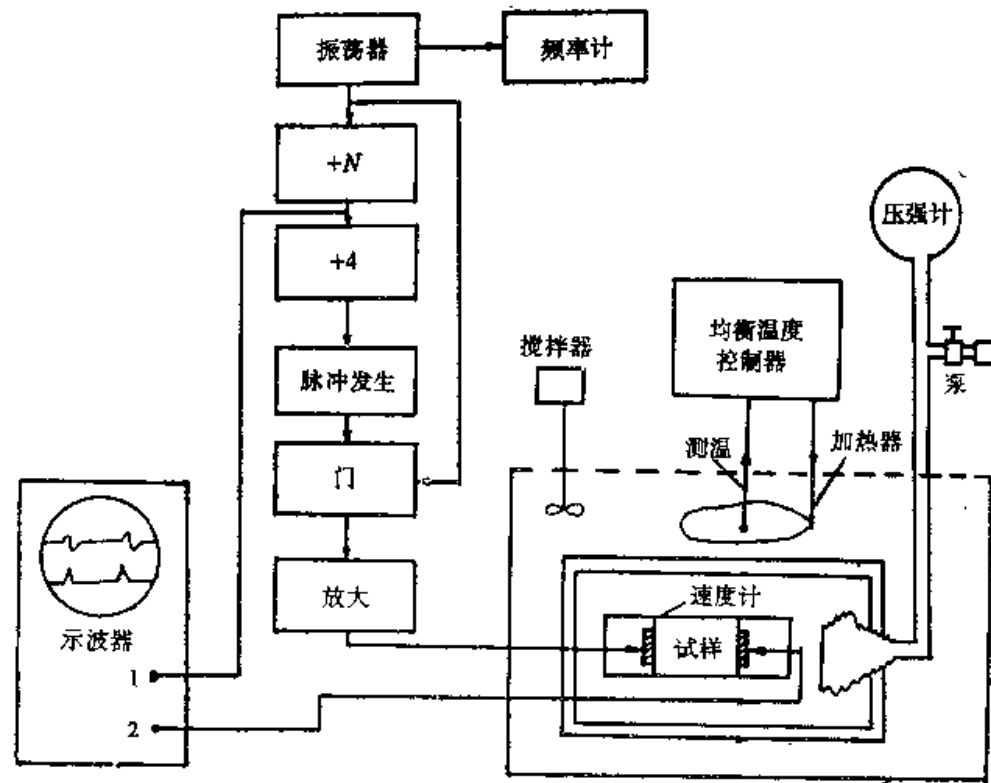


图2-52 热力学法测非线性声学参量B/A装置

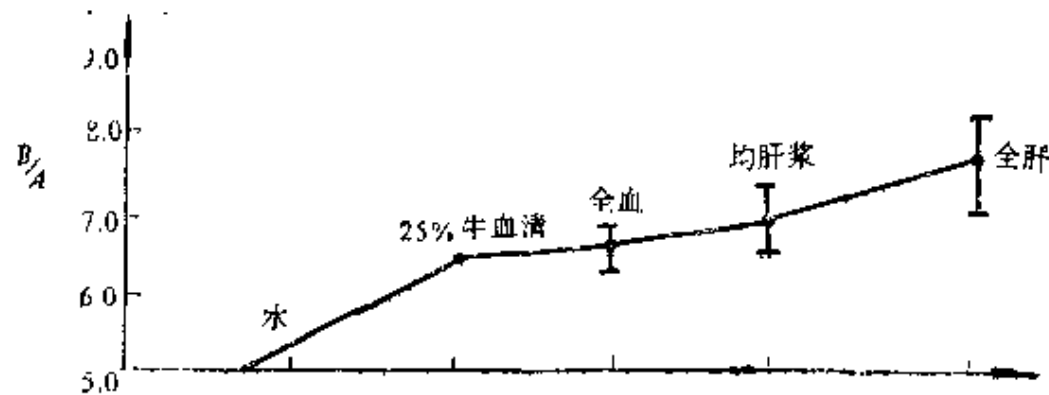


图2-53 不同结构组织的B/A值

(三) 生物组织的非线性参量B/A成像

- 非线性参量也反映了组织的一些结构和特性，所以可以用来成像；
- 不同组织的参量值不同；
- 成像是在某个断面上的参量分布情况，用亮度显示

(三) 生物组织的非线性参量 B/A 成像

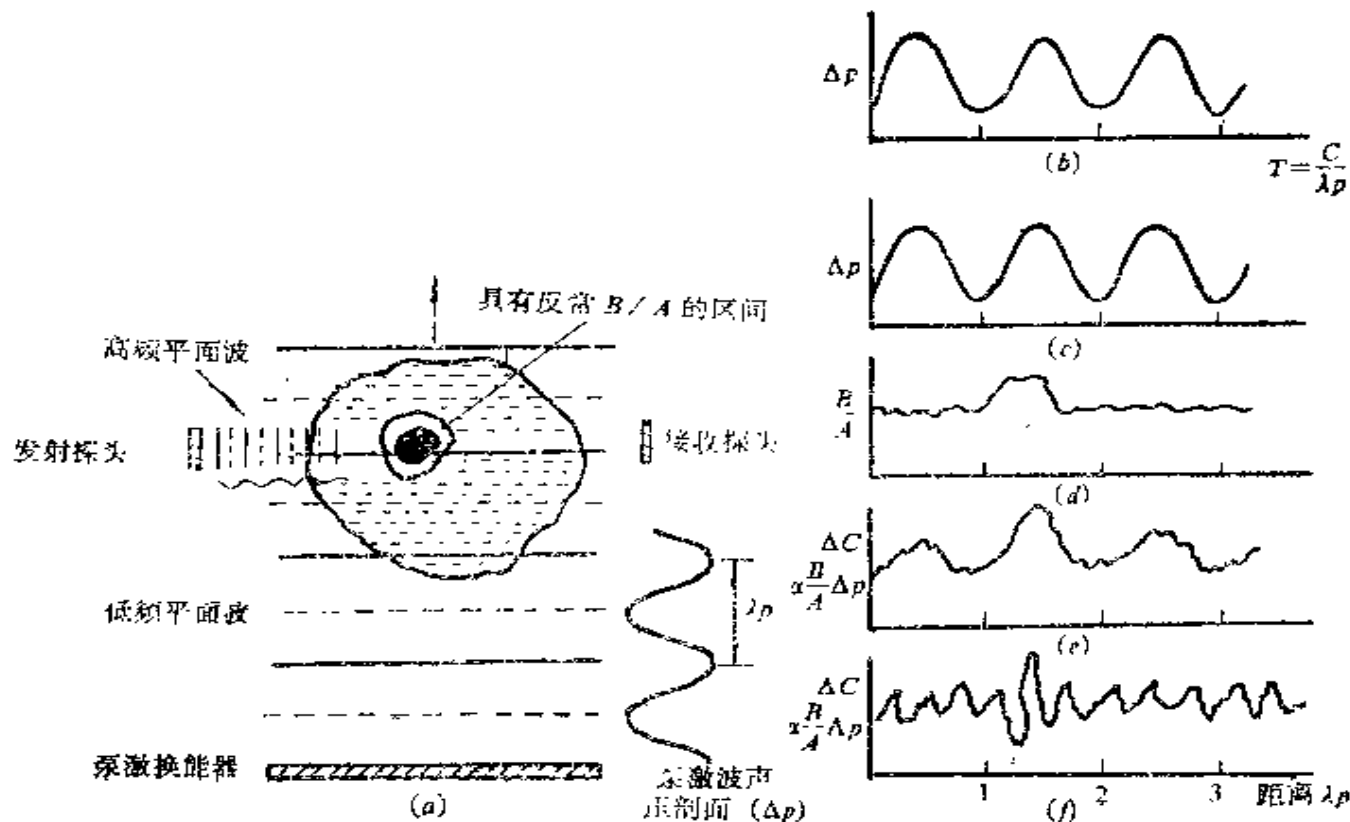


图2-54 非线性声学参量 B/A 成像原理图

- a) 单线成像实验装置原理; b) 探测区声压—时间关系; c) 探测波传播所遇到的声压分布;
d) 沿传播路径 B/A 值分布; e) 探测波声速沿传播路径的变化; f) 泵激波频率变得更高时
探测波声速变化。

(三) 生物组织的非线性参量 B/A 成像

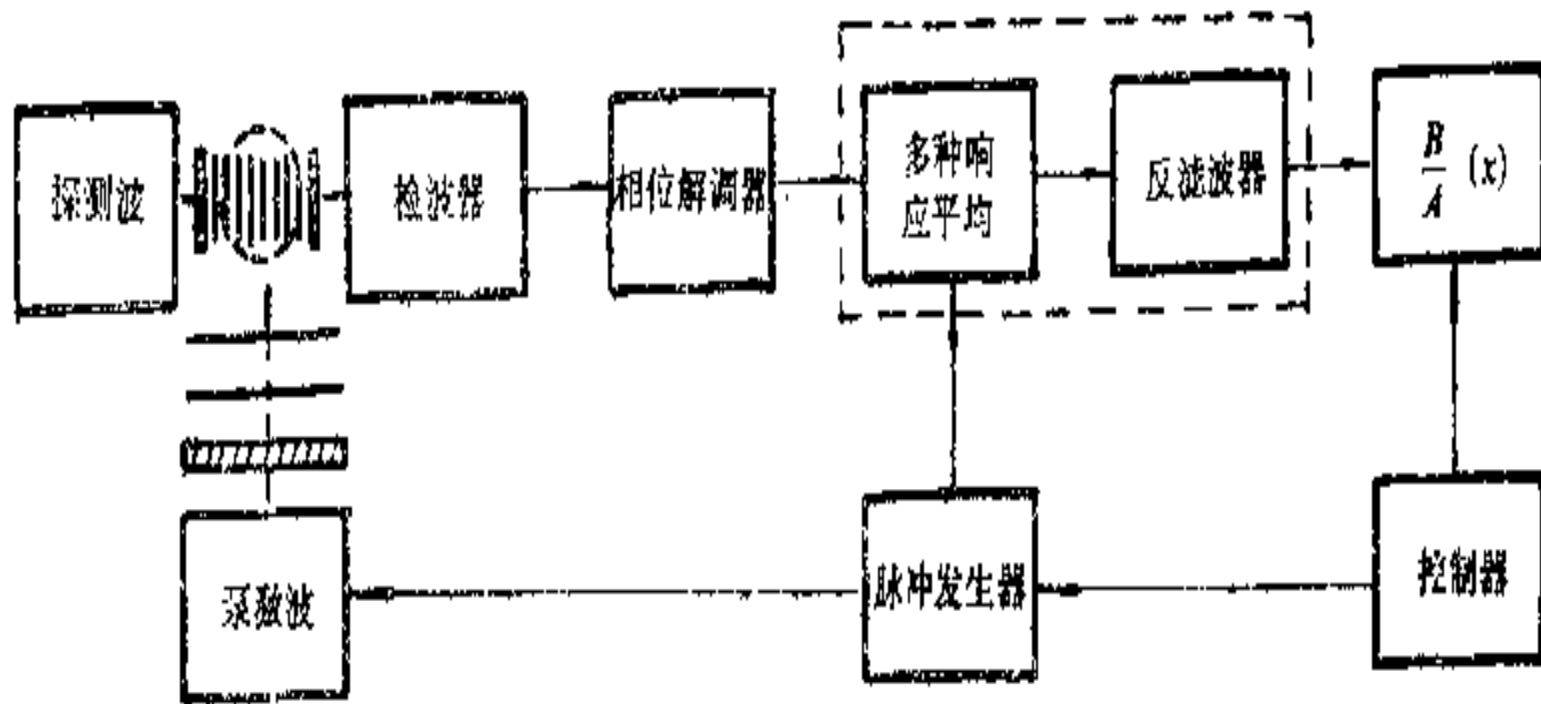


图2-55 非线性声学参量 B/A 声成像装置框图

§ 6 超声的其他物理特性

一 声波的辐射力

(一) 声辐射的基本概念

- 线性声学意义上的声波密度和声速是不变的，即声扰动不导致声阻抗的变化。实际是变化的，不过变化是二阶以上小量。

修正密度

$$\rho = \rho_0 + d\rho = \rho_0 \left(1 + \frac{v}{c_0} \right)$$

修正声压

$$P = \rho c_0 v = \rho_0 (c_0 v + v^2)$$

一 声波的辐射力

$$f_r = \frac{p_A^2}{2\rho_0 c_0} = \frac{I}{c} = \overline{D}_0 \quad \text{声辐射压强}$$

实际意义就是声波在传播时除了波动声压外，还存在着一一种恒定的稳定压力，这就是声波的辐射压力

质量流动的时间平均值是0，但是其动量流动的平均值为一净值；反映了声波传递能量的物理本质；

一 声波的辐射力

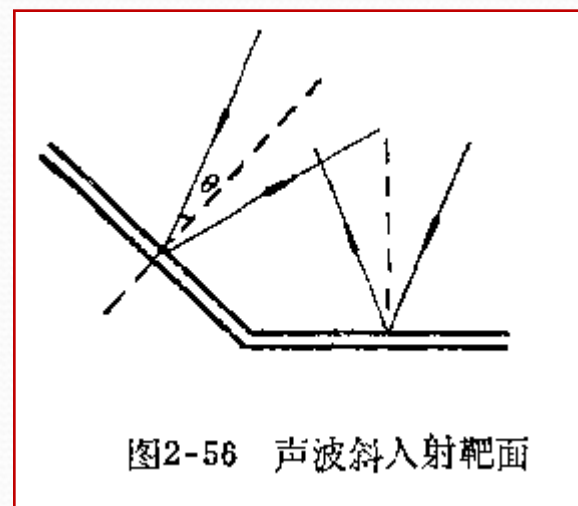
(二) 利用声辐射法测量超声功率

1. 全吸靶法 $F_r = \frac{W}{c}$

2. 全反射靶

● 垂直入射 $F_r = \frac{2W}{c}$

● 斜入射 $F_r = \frac{2W}{c} \cos^2 \theta$



(三) 不同物理状态下的声辐射压

$$F_r = \frac{W}{c} = \overline{D_0} S$$

$$F_r = d \overline{D_0} S$$

二 超声多普勒效应

- 声源和接受装置之间有相对速度时，产生的频率改变现象；两种情况；
- 多普勒频移
- 是测量流动情况的重要物理基础；

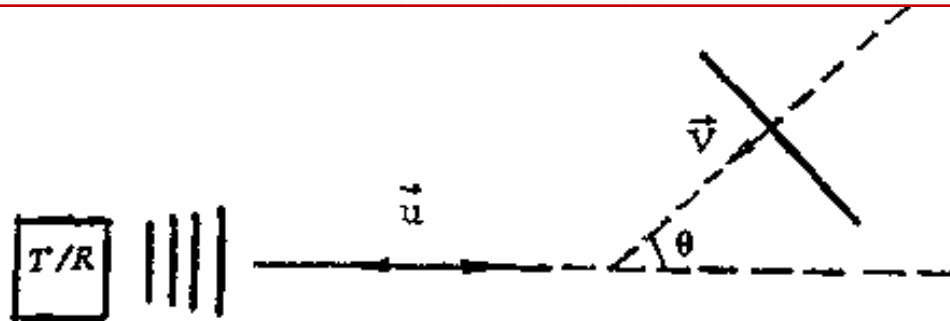
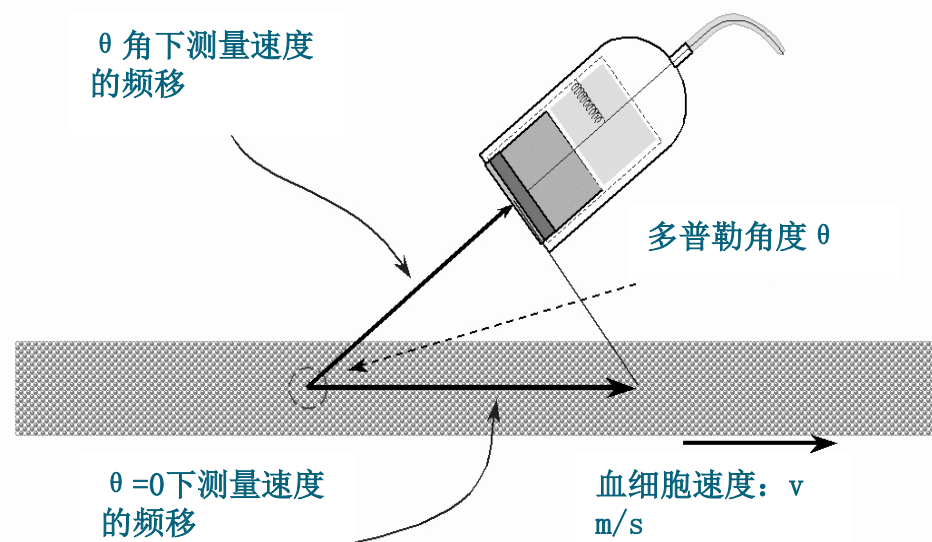


图2-57 多普勒效应原理图

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



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

三 超声的其他单向力

- 斯托克斯力

由于粘滞性在压缩和稀疏阶段不同，障碍物受到的力不同

- 伯努里力

物体流动时静压力减小，物体受到伯努里力力作用沿着与波前平行方向移动

- 奥森力

锯齿波造成驱动小障碍物的移动，产生单向的动量传递

超声与物质的相互作用

主要作用：热作用 机械作用 空化作用

1. 热作用

超声能量转变为热能

产生热能的多少取决于介质对声能的吸收

2. 机械作用

超声波的声压使物质作激烈的强迫机械振动

作用：能破坏物质中的粒子结构，在生物组织中，将引起组织化学特性的变化。

超声与物质的相互作用

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

(2) 瞬态空化（崩溃空化）

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 10^7 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

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。

超声临床诊断的强度和安全剂量

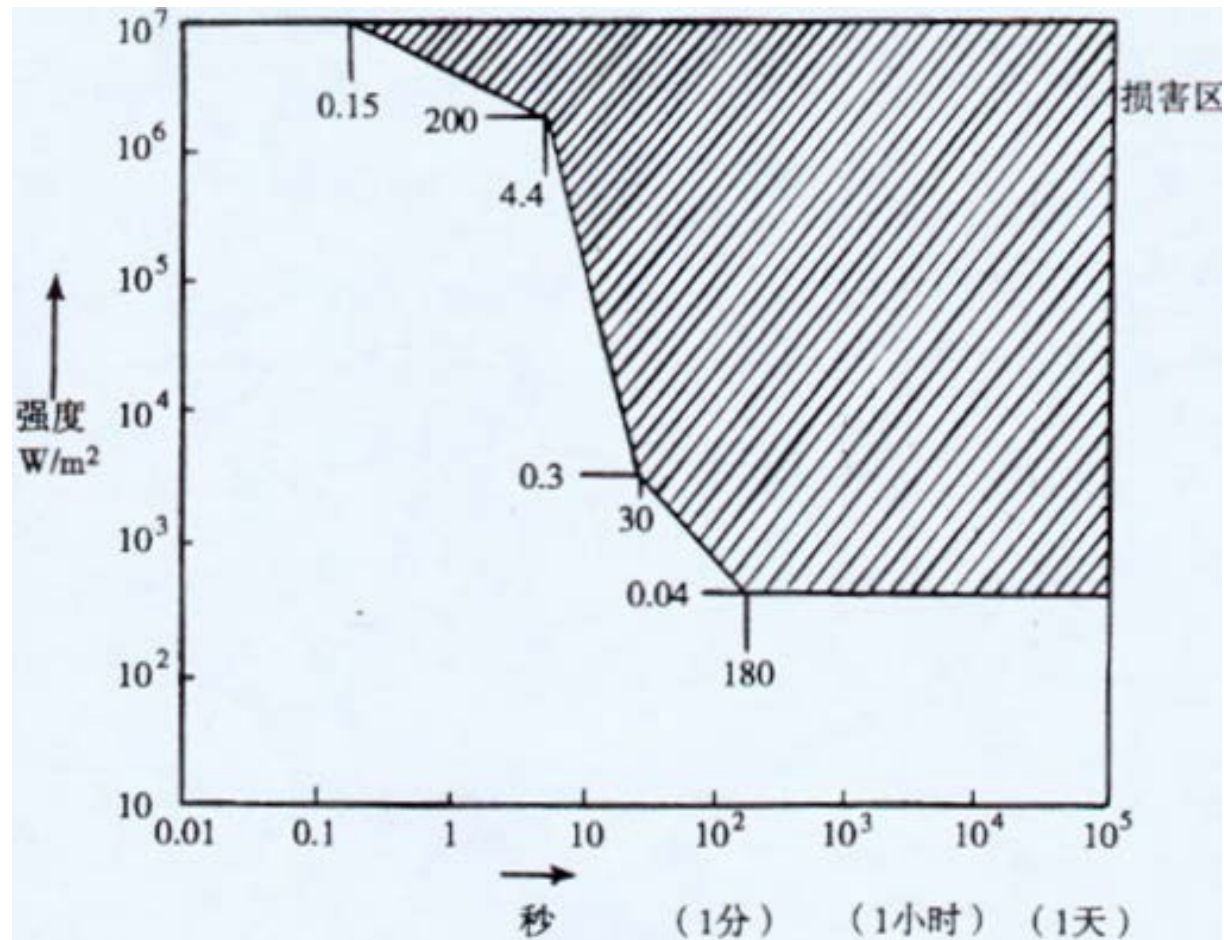


图 6-5 超声诊断安全剂量范围