

医学超声基础

1 绪论

1.1 基本概念

接受超声的装置：**换能器**

HIFU：高强度聚焦超声，High Intensity Focused Ultrasound

超声检查中的液体：耦合剂，不导电

超声**无法穿透骨骼**

1.2 声波和超声波

一种机械波，人耳能听到的在20-20000Hz之间

声波可以理解为截止偏离平衡态的**小扰动的传播**，只是**能量**的传递，不发生质量的传递

以上是线性声波的表述，非线性声波可以整体向外传播

1.3 超声发展史

墨子最早使用声波

例：M超属于？

解：空间一维设备，诊断设备，回波式，脉冲波，记录一维信息随时间的变化

2 超声波的特点和应用

2.1 次声，声波和超声波

特点对比

- 次声：穿透力强（衍射），传播衰减小，反射弱
- 声波：穿透能力中，衰减适中，方向性适中
- 超声波：衰减大，但是**方向性好**

2.2 超声，可见光和无线电波

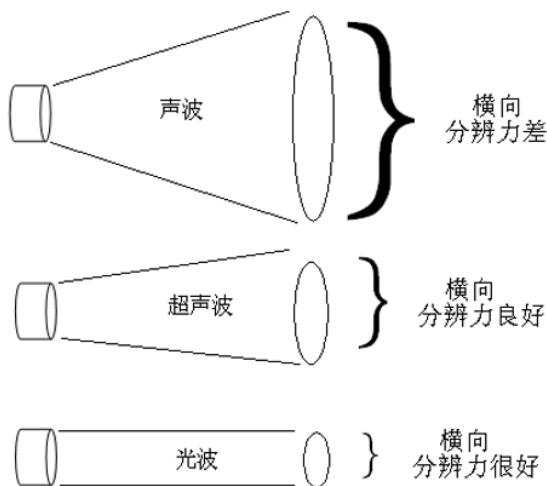
特点对比

- 超声：传播需要**弹性介质**（刚体不行），穿透能力一般，方向性一般；**水中衰减小**，空气中衰减大
- 可见光：穿透能力差
- 无线电波：不需要介质，**水中衰减大**（因此，潜艇用声纳）

- X射线：穿透能力很强，几乎没有反射；只能透射成像

2.3 超声波的特点

- 方向性较好：有比较好的空间分辨力



- 携带能量高（能量输送：超声治疗）
- 穿透能力适中（软组织）：适合反射式深度组织成像

2.4 超声波的应用

- 治疗设备：1MHz；诊断设备：5MHz；声波的**频率越大，穿透性越低**，但是准直更好，**横向分辨率高**
- 超声成像：回波信号携带**深度信息**和反射源的**声学特性**（反射率越大，回波幅度越大）
- A超，M超（超声心动图），B超，超声多普勒，HIFU

3 声学物理基础

3.1 机械振动和机械波

产生机械波的条件

1. 有机械振动的波源
2. 能传播波的**弹性介质**

描述一个机械波

- 波幅
- 频率：通常波动频率在数值上**等于波源振动频率**
- 波速：**仅由介质决定**，一般比质点振动快
- 波长： $\lambda = c \cdot T$
- 相位

一般用

$$p = p_a \cos(\omega t - kx + \varphi)$$

来描述一个波，其中 p_a 是声压的振幅， $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ 是波矢

3.2 声波和分类

根据质点振动方向

- 纵波：凡是能受拉/压的介质都能传播
- 横波：仅固体能传播，因为只有固体能受剪切力
- 表面波：椭圆运动，短轴在传播方向

根据波阵面分类

由于能量守恒，能流 I 与面积 S 的乘积不变，而 $I \propto A^2$ ，那么波幅 A 与传播距离 r 的关系是

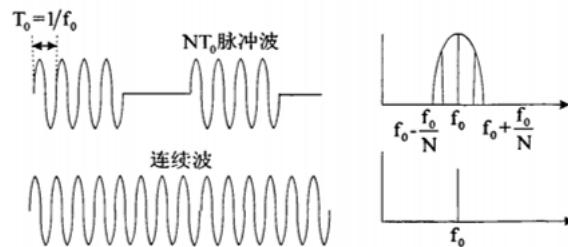
- 平面波： A 不随 r 变化，波源是一个平面
- 柱面波： $A \propto \frac{1}{\sqrt{r}}$ ，波源是一条直线
- 球面波： $A \propto \frac{1}{r}$ ，波源是一个点

平面圆片换能器发射的超声波：离换能器近的区域，认为是平面波；远的区域，认为是球面波

同样的，太阳光是平面波而星光是球面波

根据振动持续时间

- 连续波
- 脉冲波，视为连续波乘矩形窗



3.3 声学参量

3.3.1 声速

给定介质的声速是个常量，但受温度和波型的影响

声速与介质的密度反相关，弹性模量正相关，固体中还与泊松比有关

根据声速随水温的变化还能用声速反推温度

声速的本质：反映了介质受声扰动时的压缩特性，记为

$$c^2 = \left(\frac{dp}{d\rho} \right)_S$$

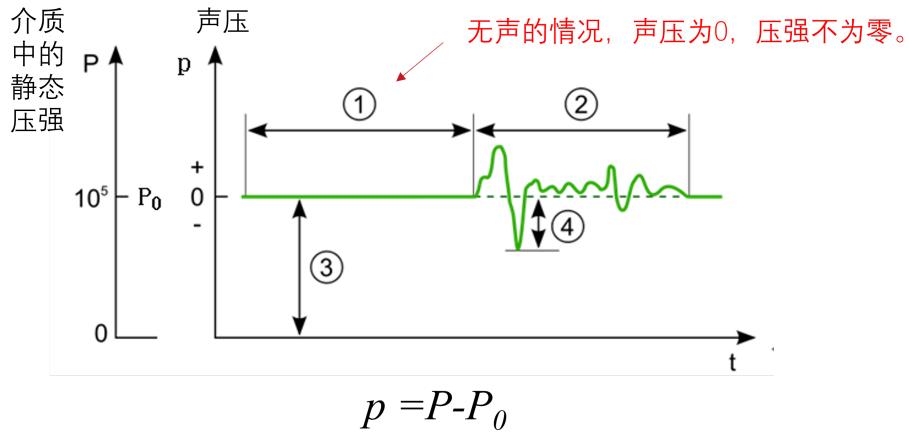
其中 S 表示绝热过程，若介质可压缩性较大（ p 变化不大而 ρ 变化大），那么声速就较低

3.3.2 声压

定义为声波引起的压强差

$$p = P - P_0$$

前者是当前压强，后者是静态压强，有



声压示意图: ①.无声 ②.可闻音 ③.大气压 ④.瞬时声压

有效声压: 瞬时声压的方均根

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

平面余弦波的\$p_e = \frac{\sqrt{2}}{2} p_a\$

声压级

用分贝表示

$$L_p = 20 \lg \frac{p}{p_0} \text{ dB}$$

其中\$p_0 = 2 \times 10^{-5} \text{ Pa}\$, 是基准声压, 对应于1000Hz下人耳能听到的最低声压

用奈培表示

$$L_n = \ln \frac{p_1}{p_0} \text{ Np}$$

二者的换算关系为 \$1 \text{ Np} / \text{cm} = 8.686 \text{ dB} / \text{cm}\$

3.3.3 质点振动速度

注意与声波速度区分

一维声波的质点振动速度可以通过牛顿第二定律推导

$$\rho \frac{dv}{dt} = -\frac{dp}{dx}$$

其中\$\rho\$是介质密度, 分为静态密度\$\rho_0\$和扰动下的密度变化, 在线性声波下可以认为密度不变

$p = p_a \cos(\omega t - kx + \varphi)$ 是声压，于是得到

$$v = -\frac{1}{\rho_0} \int \frac{dp}{dx} dt = \frac{p_a}{\rho_0 c} \cos(\omega t - kx + \varphi)$$

其中 c 是波速

3.3.4 声阻抗和声阻抗率

声阻抗：界面声压与通过界面的声通量之比

$$Z_a = \frac{p}{U} = \frac{p}{vS} = R_a + jX_a$$

R_a 表示能量传递， X_a 表示存储在介质中的能量（不传播）

声阻抗率：归一化，最能反映介质声学特性的量

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

带入 v 的表达式，得到

$$Z = \rho_0 c$$

波速 c 能用绝热压缩系数表示为 $c = \frac{1}{\sqrt{\rho_0 K}}$ ，那么

$$Z = \sqrt{\frac{\rho_0}{K}}$$

一般而言，声阻抗率是复数；但是对无衰减的平面波，声阻抗率是一个与频率无关的实数

此时声阻抗率完全由介质决定

3.3.5 声强

声强：单位面积上的声功率

$$I(t) = p(t) \cdot v(t)$$

在稳态声场中，用一段时间的平均值来表示

对于平面余弦波，其平均声强为

$$I = \frac{1}{2} \rho_0 c A^2 \omega^2 = \frac{p_a^2}{2 \rho_0 c} = \frac{p_a^2}{2Z}$$

其中 A 是质点振幅， $A = \frac{p_a}{\omega \rho_0 c}$

声强级

$$L_I = 10 \lg \frac{I}{I_0} \text{ dB}$$

从 20 变为 10 的原因是 $I \propto p_a^2$

3.3.6 声功率

$$W = \int_S I dS$$

声强在一个面上的通量

声功率级

$$L_W = 10 \lg \frac{W}{W_0}$$

3.4 生物组织的声学特性

声阻抗率最能反映生物组织的声学特性

生物组织之间的声速差不大，不超过5%；脂肪声速小于水，其他生物组织与水相近；骨骼和固体类似

生物组织的超声特性

- 似水组织
- 多脂类组织
- 骨骼等固体组织
- 肺泡、肠胃气等含气生物组织

主要区别是声阻抗率

4 声波的传播特性

4.1 波动方程

求解的前提假设

- 体积元的尺寸远小于波长
- 体积元内部的量变忽略不计（均一）
- 体积元的尺寸远大于原子分子的尺寸，且介质连续

根据牛顿第二定律，得到

$$F = ma = m \frac{dv}{dt} = \rho A \Delta x \frac{dv}{dt}$$

而 $v = v(x, t)$ ，全微分得到 $dv = \frac{\partial v}{\partial x} dx + \frac{\partial v}{\partial t} dt$ ，得到 $\frac{dv}{dt} = \frac{\partial v}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial v}{\partial t}$

同时，体积元上的力由两边的压强差造成

$$F = [p(x) - p(x + \Delta x)] A$$

联立二式得到

$$-\frac{\partial p}{\partial x} = \frac{p(x) - p(x + \Delta x)}{\Delta x} = \rho \left(\frac{\partial v}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial v}{\partial t} \right)$$

带入 v, x 的表达式进一步得到

$$\frac{\partial p}{\partial x} + \rho_0 \frac{\partial v}{\partial t} = 0$$

根据质量守恒，单位时间内离开体积元的质量就是体积元质量的减少，即

$$A[\rho(x + \Delta x)v(x + \Delta x) - \rho(x)v(x)] = -A\Delta x \frac{\partial \rho}{\partial t}$$

整理为

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial x} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (4-1)$$

带入 $\rho(t) = \rho_0 + \rho_1(t)$, 且 $\rho_0 \gg \rho_1$, 前者不随时间变化, 得到

$$\rho_0 \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial \rho_1}{\partial t} = 0 \quad (4-2)$$

为了反映介质特性, 定义绝热压缩系数

$$K = \frac{\rho_1}{\rho_0} \frac{1}{p}$$

将上式对时间求导后带入4-2

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{1}{K} \frac{\partial v}{\partial x} = 0 \quad (4-3)$$

结合4-1,4-3, 再次求导, 得到

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

这个波动方程的通解是

$$p = A_1 e^{j(\omega t - kx)} + A_2 e^{j(\omega t + kx)}$$

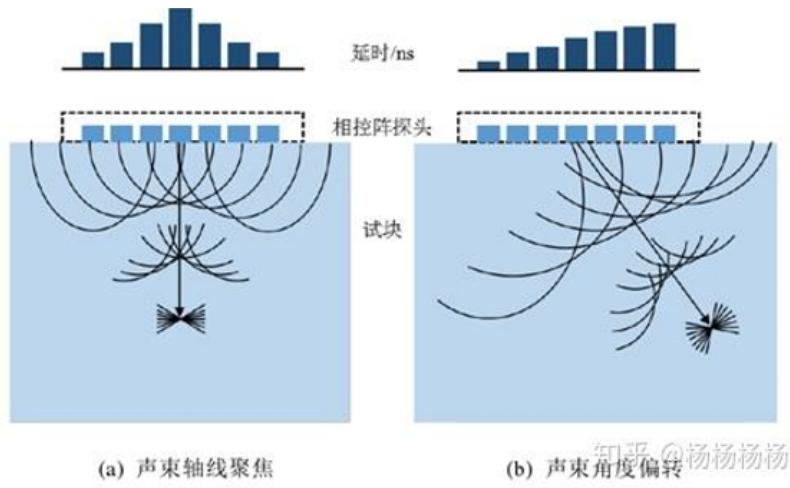
定义色散关系: $\frac{\omega}{k} = c = \frac{1}{\sqrt{\rho_0 K}}$

推导方程的前提

- 主要考虑纵波, 这在生物体软组织中成立 (剪切模量很小)
- 声强不太大, 因此体积元的密度变化不大, 在诊断时满足 (HIFU不满足)
- 无热量交换, 在治疗时不满足
- 没有考虑介质吸收的衰减

4.2 声波的叠加、干涉和衍射

相控阵聚集扇扫: 基于叠加原理, 一系列不同相位的波在目标地叠加加响



驻波：两束传播方向不同的波叠加

入射波 $p_i = p_{ia} e^{j(\omega t - kx)}$, 反射波 $p_r = p_{ra} e^{j(\omega t + kx)}$, 合成后为

$$p = p_i + p_r = e^{j\omega t} [(p_{ia} - p_{ra})e^{-jkx} + 2p_{ra} \cos kx]$$

当 $p_{ia} = p_{ra}$ 时, 得到

$$p = 2p_a e^{j\omega t} \cos(kx)$$

故在 $x = \frac{1+2k}{4}\lambda$ 时为波节, 振幅为0; $x = \frac{k}{2}\lambda$ 时为波腹, 振幅最大

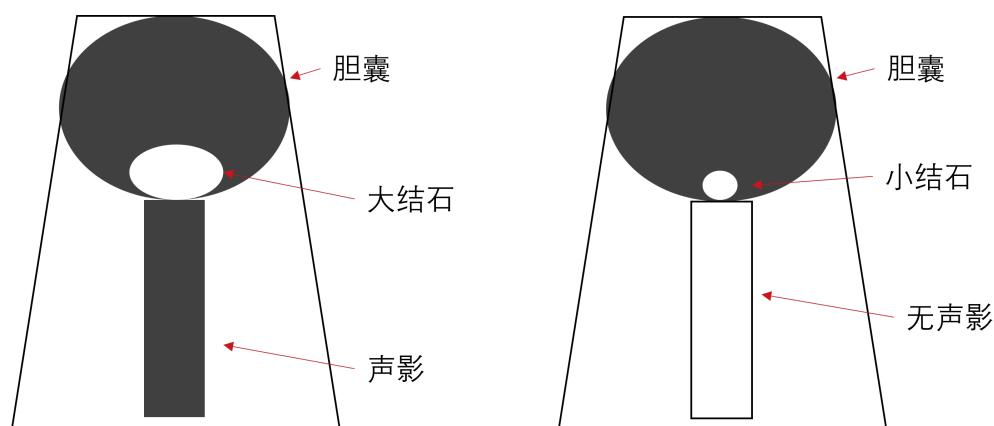
驻波的应用

换能器压电晶片的厚度选择声波在换能器介质中的 $\frac{\lambda}{2}$ 的奇数倍, $\frac{\lambda}{2}$ 对应换能器工作的基频, 倍数为谐波频率

衍射

影响

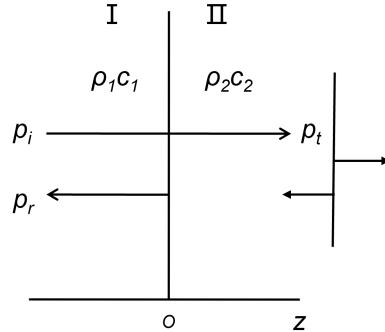
- 由于超声的衍射, 换能器能探测的病灶深度方向的最小尺寸为 $\frac{\lambda}{2}$, 再小, 声波就行射走了, 没有回波
- 小结石无声影, 大结石有很长的声影



4.3 声波的反射、折射与透射

4.3.1 声波垂直入射的反射与透射

定义声压反射率 r 和声压透射率 t ，对于下面的垂直入射过程存在



$$r = \frac{p_r}{p_0} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$t = \frac{p_t}{p_0} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

其中 Z_i 是声阻抗率， Z_i 不同是反射折射产生的原因

进一步定义声强反射率 R 和声强透射率 T ，有

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \frac{\frac{p_r^2}{2Z_1}}{\frac{p_0^2}{2Z_1}} = r^2 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \frac{\frac{p_t^2}{2Z_2}}{\frac{p_0^2}{2Z_1}} = \frac{Z_1}{Z_2} \frac{p_t^2}{p_0^2} = \frac{4Z_2 Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

存在以下讨论

- $Z_1 > Z_2$, 入/反射波声压的相位反相, 质点振动速度同相
- $Z_1 \gg Z_2$, $r \approx -1, t \approx 0, R = 1, T = 0$
- $Z_1 < Z_2$, 入/反射波声压的相位相同, 质点振动速度反相
- $Z_1 \ll Z_2$, $r \approx 1, t \approx 2, R = 1, T = 0$, 形成驻波, 振动速度的波节是声压的波腹
- $Z_1 \approx Z_2$, 不反射

洗澡时, 水进入耳朵, 由于水的声阻抗率远大于空气, 类似情况4, 声音听不清

透射波永远与入射波同相, 无论声压/振动速度

从上式得到以下结论

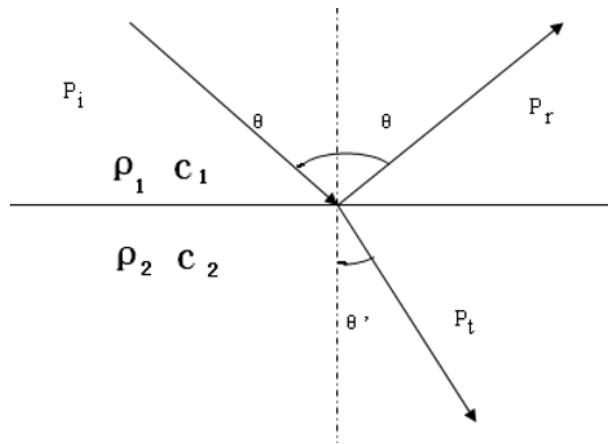
$$R + T = 1$$

$$t = 1 + r$$

上式理解为能量守恒, 下式理解为法向声压连续 (透射 = 入射 + 反射)

超声成像的原理是不同介质的声阻抗率之差, 而不是绝对大小; 即超声成像依靠组织之间的反射系数差异

4.3.2 声波斜入射的反射与折射



存在以下关系

$$\frac{\sin \theta}{\sin \theta'} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{c_1}{c_2}$$

$$k_1 \sin \theta = k_2 \sin \theta'$$

下式也称为声折射定律

斜入射条件下声压反射率与折射率有

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

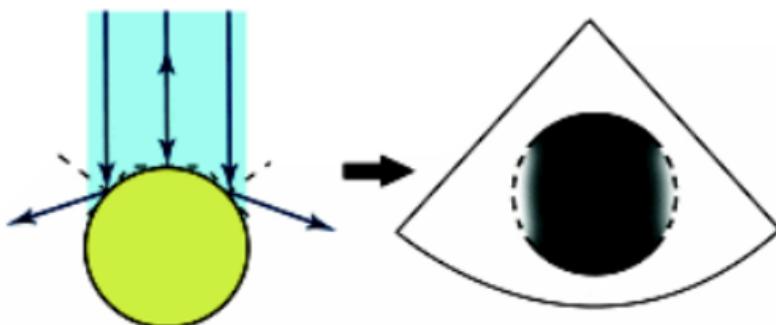
$$t_p = \frac{2Z_2 \cos \theta}{Z_2 \cos \theta + Z_1 \cos \theta'}$$

- 当 $Z_2 \cos \theta = Z_1 \cos \theta'$ 时，反射率 = 0，称为全透射
- 当 $\sin \theta > \frac{c_1}{c_2}$ 时，折射角大于 90° ，透射消失，称为全反射

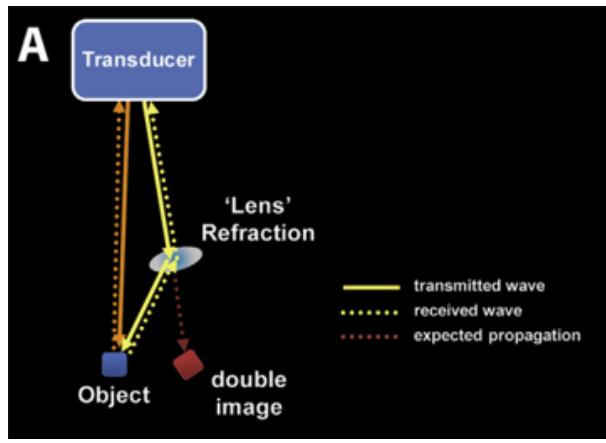
4.3.3 成像伪影

B超等设备的成像依赖于声波的直线传播，故任何的散射，折射等非直线的情况都会产生**成像伪影**

- 回声失落：大界面的回声与角度有关，当**界面与声束的角度很小时**，反射波不能返回换能器，图像上没有这一块



- 折射引起的伪影：类似于筷子在水中折断，会产生双重图像



- 多普勒超声中的折射伪影：折射会改变声波的传播方向

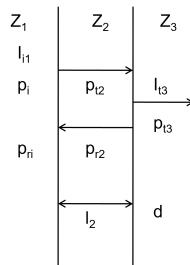
折射的应用

声波在空气中的速度比在玻璃中慢，故与光相反，**凸透镜是发散声束，凹透镜是会聚声束**

当然介质改变后凸透镜也能会聚声束

4.4 三层介质透射与换能器声学匹配

声波在声阻抗率相差很大的两个介质中传播时，要用耦合剂进行耦合



那么有

$$T_{13} = T_{12} \cdot T_{23} = \frac{I_2}{I_1} \cdot \frac{I_3}{I_2} = \frac{4Z_3 Z_1}{(Z_3 + Z_1)^2 \cos^2(k_2 l_2) + \left(Z_2 + \frac{Z_3 Z_1}{Z_2}\right)^2 \sin^2(k_2 l_2)}$$

其中 $k_2 = \frac{2\pi}{\lambda_2}$, l_2 是中间介质的厚度

- 当 $l_2 \ll \lambda_2$, 相当于没有介质层
- 当 $l_2 = \frac{n}{2} \lambda_2$, 由于 Z_1, Z_3 相差很大, 与上面相似
- 当 $l_2 = \frac{2n+1}{4} \lambda_2$, 且 $Z_2 = \sqrt{Z_1 Z_3}$ 时, 发生全透射, $T_{13} = 1$

因此，在换能器内部存在 $l = \frac{1}{4} \lambda$ 的声学匹配层

5 声波的散射和吸收衰减

5.1 散射

广义: 声波的波幅、波前方向、相位和频率由于介质中**非均匀体**的再辐射而改变

狭义: 声波传播过程中遇到**线度小于波长**的障碍物时反射波不再是平面波。称为散射波场

超声波在生物组织中的衰减主要由**吸收**和**散射**组成

散射分类

- $d \gg \lambda$, 反射、透射、折射
- $d \approx \lambda$, 衍射 (结石)
- $d \ll \lambda$, 瑞利散射、分子散射 (红细胞)

瑞利散射

当 $d \ll \lambda$ 时, 散射波的**强度**与入射波的波长有如下关系

$$I(\lambda)_{\text{scattering}} \propto \frac{I(\lambda)_{\text{incident}}}{\lambda^4}$$

例: 为什么天空是蓝色的? 为什么早晨或者晚上太阳是红色的?

解: 空气分子粒径与光波长相近, 波长短的蓝色光强度大; 这两个时间段太阳光经过的大气最长, 蓝光都被散射, 红光的波长长, 散射强度低, 看起来显得红

影响红细胞超声散射的主要因素

- 散射体的尺度
- 散射体的数目
- 散射体和周围环境的**声阻抗率之差**
- 超声的频率

5.2 超声散射的作用

超声造影剂

本质是微米量级的包膜微气泡, 用来增强超声的散射强度, 显影更清晰

为什么用气泡? : 因为气泡的声阻抗率和生物组织相差往往很大; 气泡**共振**产生很强的散射

超声多普勒: 测量血液流速, 利用的是声波的**散射**; 血液的反射非常微弱

- 观察者动: $f' = \frac{v+c}{\lambda} = (1 + \frac{v}{c})f_0$
- 波源动: $f' = \frac{c}{\lambda-vT} = \frac{c}{c-v}f_0$

都是靠近的情况

为了增强散射信号的强度, 超声多普勒仪的功率很大, 比B超大

5.3 声波在生物组织中的衰减吸收

声压衰减系数 α

很显然满足

$$\frac{dp}{p} = -\alpha dx$$

得到

$$p(x) = p(x_0)e^{-\alpha(x-x_0)}$$

取对数得到

$$\begin{aligned}\alpha &= \frac{1}{x-x_0} \ln \frac{p(x_0)}{p(x)} \text{ Np/cm} \\ \alpha &= \frac{20}{x-x_0} \lg \frac{p(x_0)}{p(x)} = \frac{10}{x-x_0} \lg \frac{I(x_0)}{I(x)} \text{ dB/cm}\end{aligned}$$

有时也用声强的衰减系数 $\mu = 2\alpha$

$$I(x) = I(x_0)e^{-\mu(x-x_0)}$$

衰减因素：只考虑无吸收的理想衰减

- 扩散衰减：波阵面扩大（平面波不会）
- 散射衰减：改变了传输方向
- 吸收衰减：转换为其他能量
- 界面反射衰减：改变了传输方向

衰减是包括了吸收的，因此衰减系数>吸收系数

吸收衰减随频率的变化

在1MHz - 15MHz的频段，吸收系数几乎与频率成正比，即

$$\alpha \propto f$$

实际上

$$\alpha = af^b$$

其中 b 很接近1

6 非线性声学及应用

6.1 非线性

- gamma变换
- TGC变换：时间增益补偿。由于声波传播会衰减，在接收到声波时需要进行指数补偿，否则区域的明暗差别很大（依靠幅度进行明暗显示）

线性声学的近似条件

- $v \ll c$
- $x \ll \lambda$, x 是质点振动幅度
- $\rho_1 \ll \rho_0$
- 绝热状态传播, 没有热交换

不同的适用场景

- 线性: 能量低, 超声成像等
- 非线性: 能量大, HIFU等超声治疗, 需要非线性参量 $\frac{B}{A}$ 表示

6.2 非线性声学参数B/A

定义

是大振幅声波的二级小量, 表达式为

$$\frac{B}{A} = \rho_0 c_0^{-2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_{S, \rho_0}$$

其中 S 表示绝热等熵条件

$$A = \rho_0 \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_{S, \rho_0}, \quad B = \rho_0^2 \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_{S, \rho_0}$$

在生物组织中, c, ρ, α 等常常相差不多 (5%), 但 $\frac{B}{A}$ 相差很大 (30%)

6.3 超声非线性效应

常见的非线性效应有

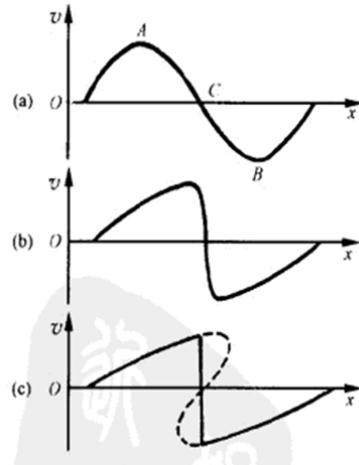
- 波形畸变
- 声辐射力
- 声冲流
- 色散
- 激波

波形畸变

由于

$$c(x) = c_0 + \left(1 + \frac{B}{2A} \right) v(x)$$

波形会畸变为锯齿波



声辐射力

当考虑非线性效应时，声压变为

$$p = (\rho_0 + \rho_1)c_0v$$

结合物态方程 $p = c_0^2\rho_1$ (声速的本质中出现)，得到

$$p = c_0\rho_0v + \frac{pv}{c_0} = c_0\rho_0v + (\rho_0 + \rho_1)v^2 \approx c_0\rho_0v + \rho_0v^2$$

声压的平均值就是

$$\bar{p} = \frac{1}{T} \int_T p dt = \frac{1}{T} \int_T \rho_0 v^2 dt$$

而 $\rho_0 v^2 = \frac{p^2}{c_0^2 \rho_0}$ ，根据有效值的定义，得到

$$\bar{p} = \frac{p_e^2}{\rho_0 c_0^2}$$

而声辐射力

$$F = A \cdot \bar{p}$$

其中 A 是有效面积

应用：声镊，用声辐射力夹住物体

声冲流：声波在介质中传播时，引起的**介质质量单向流动**

6.4 非线性应用

声功率的测量

不同的靶有不同的声功率计算公式

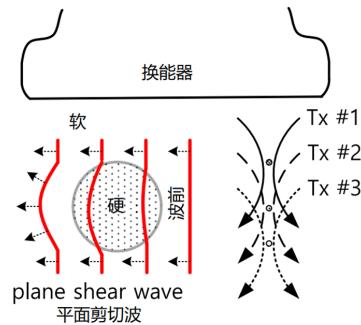
- 全吸收靶： $P = F \cdot c$
- 全反射靶垂直入射： $P = \frac{Fc}{2}$

- 全反射靶斜入射: $P = \frac{Fc}{2 \cos^2 \theta}$, 其中 θ 是入射角

辐射力天平法测量速度快, 量值准确, 容易自动化

声辐射力产生的剪切波

在超声弹性成像时, 会产生侧向的剪切波



声孔效应传递药物

包膜造影剂在超声下瞬间将细胞膜打开, 将大分子通过声激发进入细胞

7 声学参量及测量

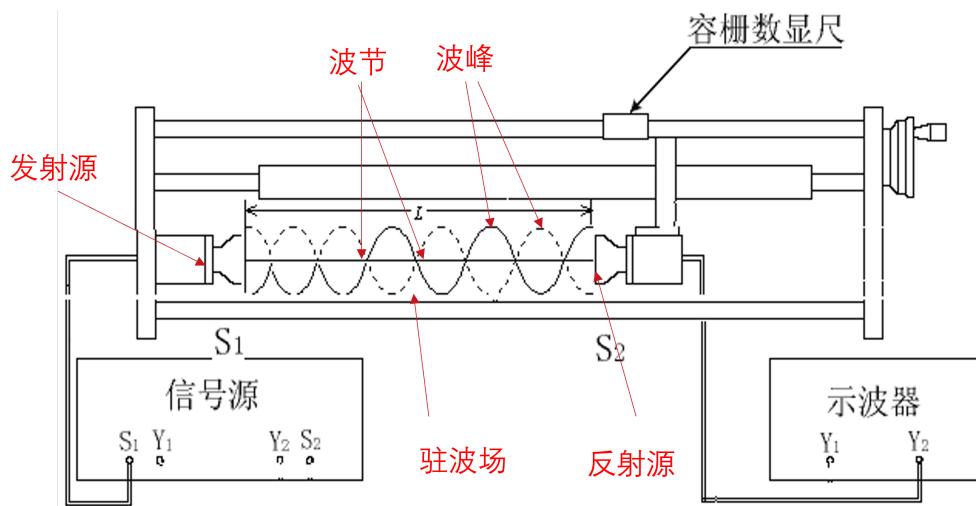
7.1 声学参量的测量

7.1.1 声速

核心公式

$$c = \lambda \cdot f$$

干涉共振驻波法

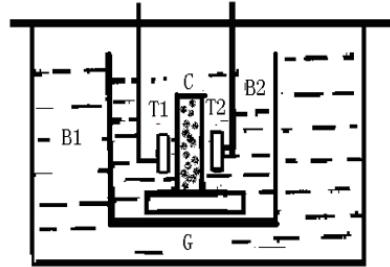


驻波的方程为

$$p = 2Ae^{j\omega t} \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x\right)$$

根据相邻的波腹的位置获取 λ 的值, 求出 c

水浸式脉冲插入取代法



测量物体存在/不存在时声波的传递时间，得到

$$t_1 = \frac{x}{c_w}$$

$$t_2 = \frac{x - D}{c_w} + \frac{D}{c_y}$$

$$\Delta t = t_1 - t_2$$

其中 D 是介质厚度， c_y 是介质声速，得到

$$c_y = \frac{D c_w}{D - \Delta t c_w}$$

7.1.2 声阻抗率

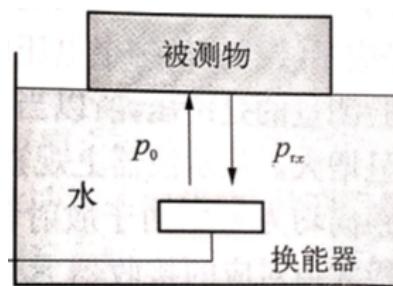
公式法

声阻抗率的决定式为

$$Z = \rho c$$

而 $\rho = \frac{m}{V}$, c 已经测得，求出 ρ

垂直入射反射系数测量法



根据反射系数计算式

$$r = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_x - Z_0}{Z_x + Z_0}$$

得到

$$Z_x = \frac{1+r}{1-r} Z_0$$

r 通过测量 p_r, p_i 得到

影响精度因素：

- 垂直入射?
- 平面波?
- 介质尺寸足够大? (散射少)

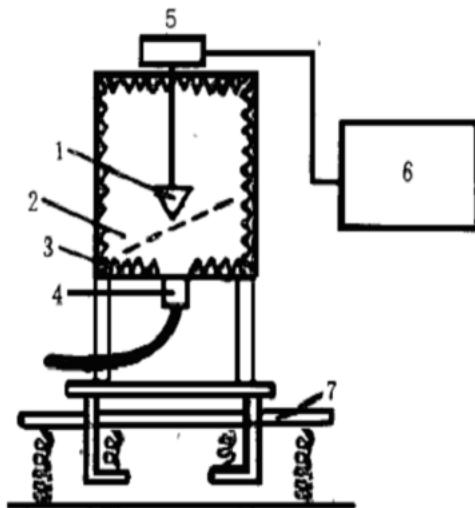
7.1.3 声功率

声功率 W 定义为

$$W = I \cdot A$$

其中 I 是声强

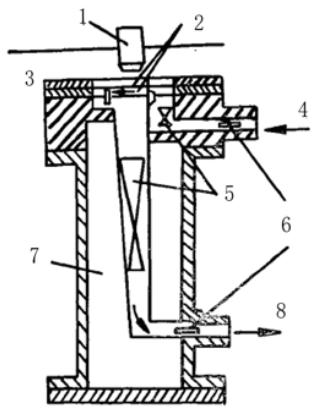
辐射力天平法



1. 反射靶； 2. 薄膜； 3. 消声水槽； 4. 超声换能器；
5. 电子天平的机械横梁装置； 6. 电子微量天平；
7. 隔振平台

- 隔振平台隔绝外界的干扰
- 消声水槽防止反射波和散射波的干扰
- 薄膜很薄，相当于三层介质模型的中间介质很薄，对超声没有损失
- 薄膜将换能器与天平隔离，防止声流的影响；
- 圆锥体靶的设计是为了防止产生驻波（压力大大增加）
- 主要适合于连续波和长脉冲波，对于聚焦声场和短脉冲不适用

量热法



1——换能器；2——塑料薄膜；3——水浴；
4——进油；5——加热器；6——热敏电阻；
7——空气；8——出油

系统热平衡时声辐射功率为

$$W = mC_p \Delta T$$

其中 C_p 是工作液体比热， m 是每秒流过的质量， ΔT 是输出液体和输入液体温度差

7.2 声场的测量

原理：声波引起介质密度的交替变化，进而使介质的光学折射率变化，相当于一个光栅，光发生衍射
存在声场的介质为声光栅

计算公式

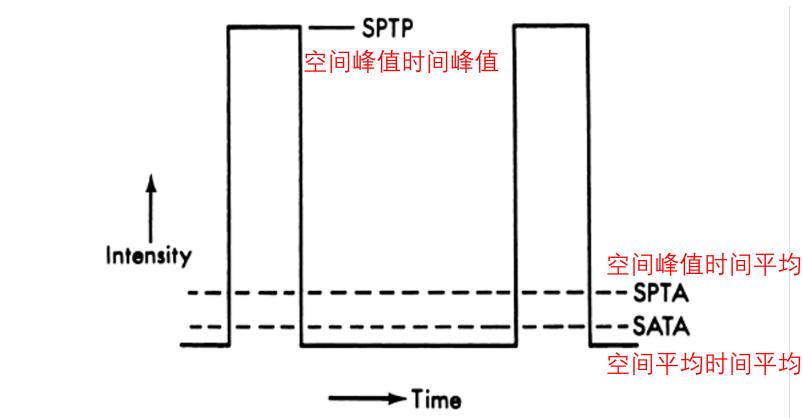
$$W = \frac{\rho c^3 \lambda^2 v^2}{32\pi(n-1)^2}$$

7.3 脉冲波声强

诊断超声大部分是脉冲波

定义

- 空间平均时间平均： spatial average, temporal average, SATA, 空间内积分取平均后除以一个周期时间
- 空间峰值时间平均： SPTA, 只用峰值除以周期
- 空间平均脉冲平均： spatial average, pulse average, SAPA, 只在脉冲存在的时间内
- 空间峰值脉冲平均： SPPA
- 空间平均时间峰值： SATP, 空间内的平均在时间上的峰值
- 空间峰值时间峰值： SPTP



三者之间的关系 SPTP > SPTA > SATA

要求 $I_{spta} < 100 \text{ mW/cm}^2$, 对生物组织大致无害; 但对生殖细胞/胎儿等有别的规定

8 超声波的生物效应和安全性

8.1 超声生物效应

热效应

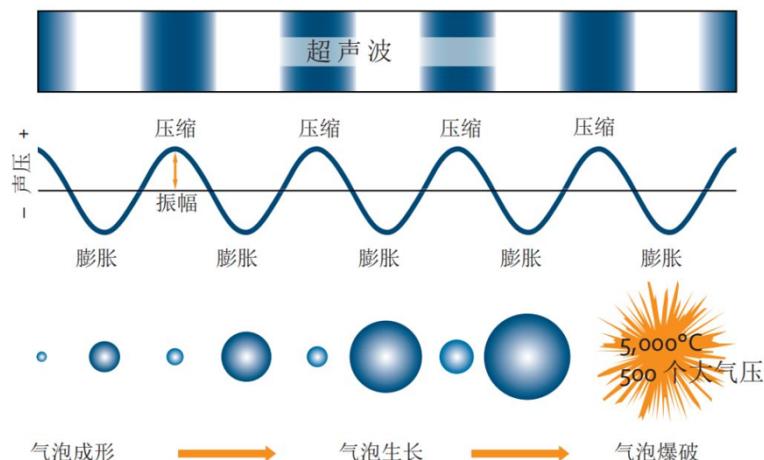
- 超声温热疗法: 热效应, 正常细胞不受较低高温的影响, 但是肿瘤组织散热困难, 积热死亡
温度控制精度高, 42°C左右
- HIFU: 聚焦组织急剧升温 (0.5s, 60°C以上), 急性热坏死

机械效应

- 振动与压力: 声强低, 对细胞轻微的按摩; 声强高, 可以碎结石

超声空化

- 指较强超声在液体中传播时引起的微小气泡产生、运动、破灭的现象



- 空化核: 液体中的微小气泡
- 空化阈值: 产生空化效应的临界负压

化学效应

- 引起生物体化学特性的变化：酶的活性，细胞代谢等；酒的纯化

触变效应

- 引起生物组织结合状态的改变，如血浆变稀等
- 声强低时可逆

弥散效应

- 提高半透膜渗透作用，使药物更易进入细胞内；药物透入疗法

8.2 超声热物理场计算

声强为 I_0 的超声透过长度为 L 的生物组织时产生了吸收

$$\Delta I = I - I_0 = I_0(1 - e^{-2\alpha L})$$

当 $2\alpha L \ll 1$ 时，有

上面这个条件可以不要，因为计算的是单位体积即 $\Delta m = \Delta x A \rho$ ， Δx 也是声束经过的距离

$$\Delta I = 2\alpha L I_0$$

这些能量全部转化为热能，单位体积的平均产热量为

$$Q = \Delta I \Delta t = 2\alpha I_0 \Delta t$$

代入 Q 的表达式，有

$$\rho C_t \Delta T = 2\alpha I_0 \Delta t$$

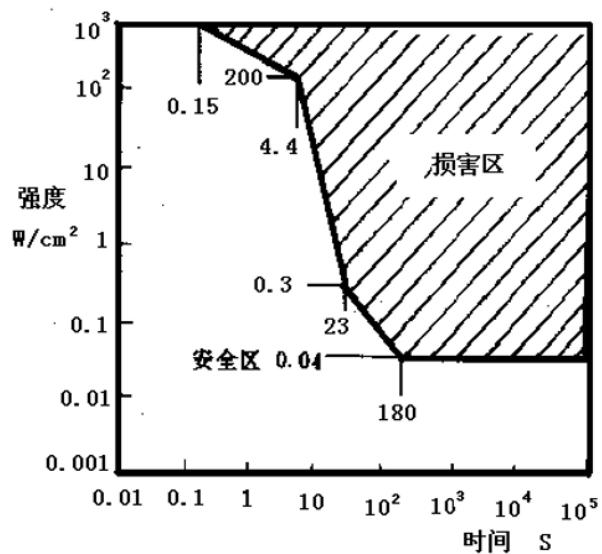
其中 ρ 是组织密度， C_t 是比热， ΔT 是温度变化，上式用来估计温度变化

同样的超声强度下，声吸收系数和热传导系数越高，组织升温越快

肌肉的声吸收系数高，血液低

8.3 医学超声安全计量的阈值

当超声持续时间不超过0.1s时，剂量多大都安全；剂量小于0.04W/cm^2时，时间多长都安全



超声诊断: 0.1 W/cm^2 以下

低强度超声治疗: $0.2 \sim 2.5 \text{ W/cm}^2$

高强度超声治疗: 3 W/cm^2 以上

例: 超声的生物效应与什么因素有关

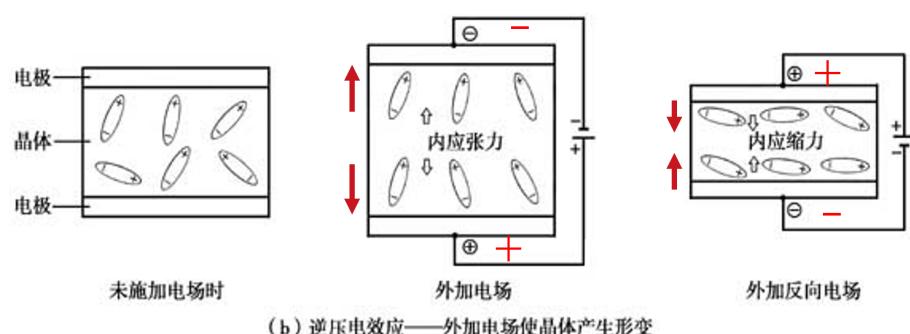
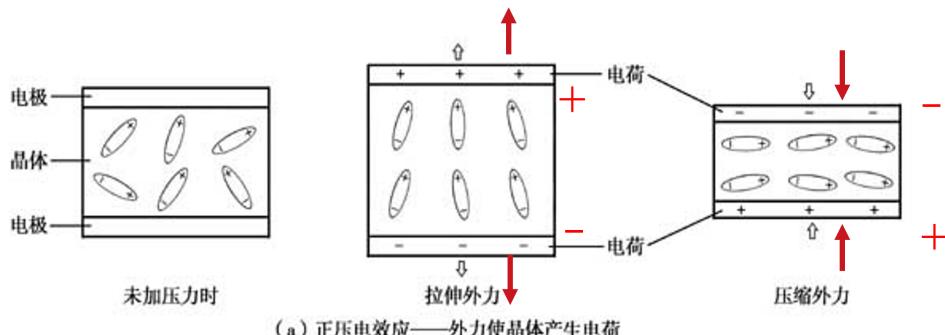
解: 持续时间, 强度; 与频率无关

9 压电效应及压电振子

9.1 压电效应及压电材料

压电效应: 某些晶体表面受压会产生电压

逆压电效应: 通过施加电压产生机械形变



压电材料

- **压电单晶体**: 石英晶体等, 压电系数太低
- **压电陶瓷**: 经过极化处理的陶瓷; 易碎, 有保护层; 上下温度临界点称为压电居里点 (在这之外没有压电效应); 钛酸钡BT最早, 镍钛酸铅PZT最广泛
- **高分子聚合物**: PVDF等; 柔性材料, 不易碎; 不适合做高功率发射型换能器 (d 偏低), 接收型很好; 声阻抗接近人体, 匹配合适; 结构简单、体软量轻、成本低, 适合大量生产; Q_m 小, 接收带宽大

9.2 压电方程和边界条件

压电材料既有弹性体的特性, 又有介电体的特性, 即

$$T = cS, \quad D = E\varepsilon$$

其中 T, c, S 分别是应力, 杨氏模量和应变; D, E, ε 分别是电位移, 电场强度和介电系数

二者存在关系

$$\begin{Bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{Bmatrix}$$

其中 d_{ij} 是压电常数

压电方程

在小幅度变化下, 总形变等于形变的线性叠加

$$S_i = \sum_{j=1}^6 s_{ij}^E T_j + \sum_{k=1}^3 d_{ki} E_k$$

第一项是电场恒定时的应力形变, 一般可以忽略; 第二项是电场对形变的贡献

边界条件

几种条件下对各个参数的限制

编 号	边界条件类别	边界条件名称	参数 解 释
1	第一类边界条件	机械自由和电学短路	$T = 0; E = 0; S \neq 0; D \neq 0$
2	第二类边界条件	机械夹持和电学短路	$S = 0; E = 0; T \neq 0; D \neq 0$
3	第三类边界条件	机械自由和电学开路	$T = 0; D = 0; S \neq 0; E \neq 0$
4	第四类边界条件	机械夹持和电学开路	$S = 0; D = 0; T \neq 0; E \neq 0$

压电材料可用d,g,e,h四组不同形式的压电方程表示。

$$\begin{array}{ll}
 \text{d} \quad \{S\} = [s^E]\{T\} + [d]^T\{E\} & \{T\} = [c^E]\{S\} - [e]^T\{E\} \\
 \{D\} = [d]\{T\} + [\varepsilon^T]\{E\} & \{D\} = [e]\{S\} + [\varepsilon^s]\{E\} \\
 \\
 \text{g} \quad \{S\} = [s^D]\{T\} + [g]^T\{D\} & \{T\} = [c^D]\{S\} - [h]^T\{D\} \\
 \{E\} = -[g]\{T\} + [\beta^T]\{D\} & \{E\} = -[h]\{S\} + [\beta^s]\{D\}
 \end{array}$$

以d型为例介绍，对应第一类边界条件，其中 $[s^E]$ 表示电场恒定（电学短路， $E=0$ ）下的柔顺系数， $[\varepsilon^T]$ 表示应力恒定（机械自由， $T=0$ ）条件下的介电常数， $[d]^T$ 是 $[d]$ 的转置，d是压电应变常数， $\{\dots\}$ 表示矢量， $[\dots]$ 表示张量。

9.3 压电参数

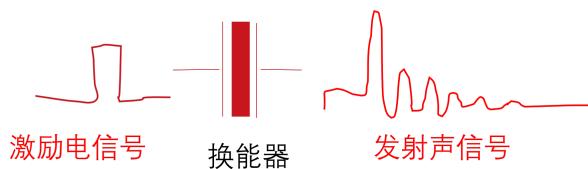
9.3.1 机械品质因数 Q_m

Q_m 与机械损耗成反比，反映了克服摩擦而消耗的能量大小，越大，表明发热量少

$$Q_m = 2\pi \cdot \frac{\text{谐振时储存的能量}}{\text{谐振时每周期损耗的机械能}}$$

多数陶瓷滤波器要求压电陶瓷的 Q_m 要高，而音响和接收型换能器要求 Q_m 低（超声检测要求 Q_m 不能太高）

当 Q_m 过大时，会产生振铃，导致波形失真



振铃效应对纵向分辨率有很大影响，会将两个深度的回波信息混合，无法分辨

为了减小振铃，可以加大换能器的阻尼，即 Q_m 减小

9.3.2 机电耦合系数 K

反映了机械能与电能之间的转换

$$K^2 = \frac{\text{电能转换的机械能}}{\text{输入的电能}} = \frac{\text{机械能转换的电能}}{\text{输入的机械能}}$$

与振铃无关

越大越好，但要注意方向

9.3.3 压电系数

压电发射系数

- 压电应变系数 d

$$d = \left(\frac{\partial S}{\partial E} \right)_T = \left(\frac{\partial D}{\partial T} \right)_E \text{ C/N}$$

表示在应力一定时，应变对电场的灵敏度

- 压电应力系数 e

$$e = - \left(\frac{\partial T}{\partial E} \right)_S = \left(\frac{\partial D}{\partial S} \right)_E \text{ C/m}^2$$

压电接收系数

- 压电电压系数 g

$$g = - \left(\frac{\partial E}{\partial T} \right)_D = \left(\frac{\partial S}{\partial D} \right)_T \text{ m}^2/\text{C}$$

- 压电劲度系数 h

$$h = - \left(\frac{\partial T}{\partial D} \right)_S = - \left(\frac{\partial E}{\partial S} \right)_D \text{ N/C}$$

9.3.4 频率常数 N

压电体谐振频率 f 与沿振动方向的几何尺寸的乘积，仅与材料有关，是个常数

$$N = f \cdot \delta$$

当 f 要求越大时，尺度 δ 越小

振动方向与极化方向一致，发出的是纵波

9.3.5 居里点

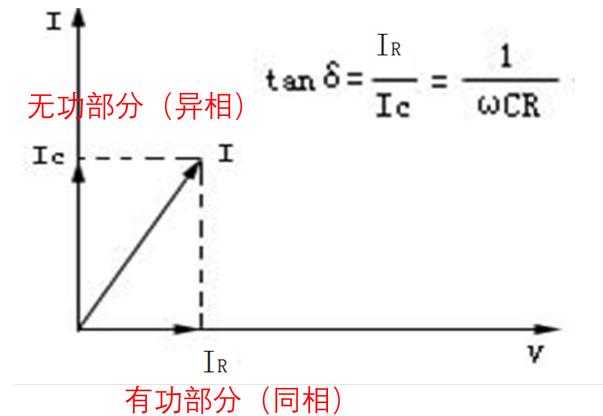
分为上下居里点，分别是压电效应的存在上下限

治疗超声更需要考虑这个，因为非线性效应更强，温度高

短时间大温差，陶瓷会裂开，所以不一定到了居里点才坏

9.3.6 介电损耗与损耗角正切

压电材料的电流相位图为



那么 δ 就是损耗角

损耗角正切大，意味着换能器产生的内热多，材料性能差；宁可牺牲其他参数也不能让这个值太大

电学品质因数 Q_e 是损耗角正切的倒数，即

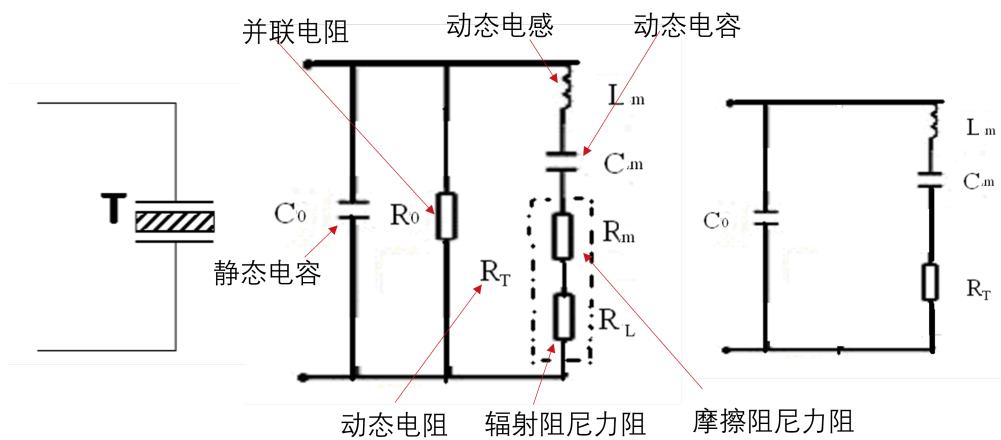
$$Q_e = \frac{1}{\tan \delta} = \omega R C$$

9.4 压电振子及等效电路

压电振子的振动模式

极化方向和振动方向的组合是振动模式，一般使用厚度方向的伸缩振动

等效电路



电流/阻抗-频率关系曲线

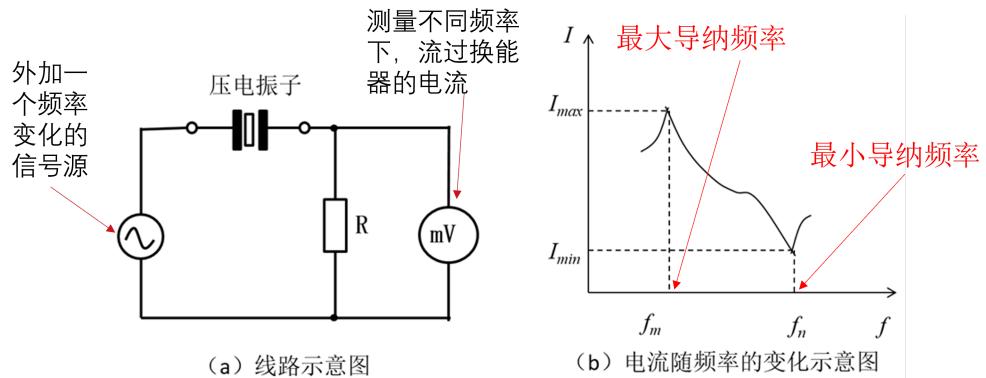


图 3-18 压电陶瓷振子电流-频率特性图

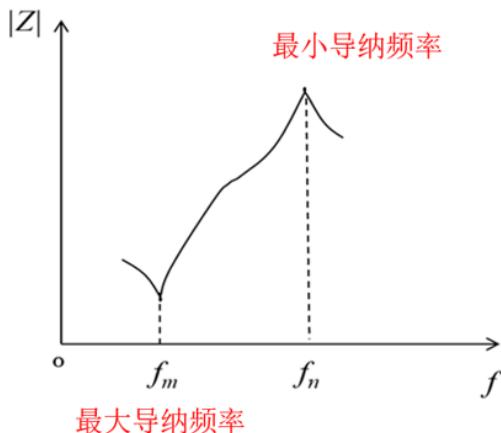


图 3-19 压电陶瓷振子阻抗-频率特性图

最大导纳点附近，电容电阻电感发生了谐振，一般换能器都工作在这个点附近

此时的谐振是在串联支路的谐振，这条支路变为阻性，剩下的另一条支路上的电容影响大，所以整个换能器为容性

一般陶瓷换能器工作在串联谐振频率时都是容性，因此需要并联电感

10 超声换能器结构与原理

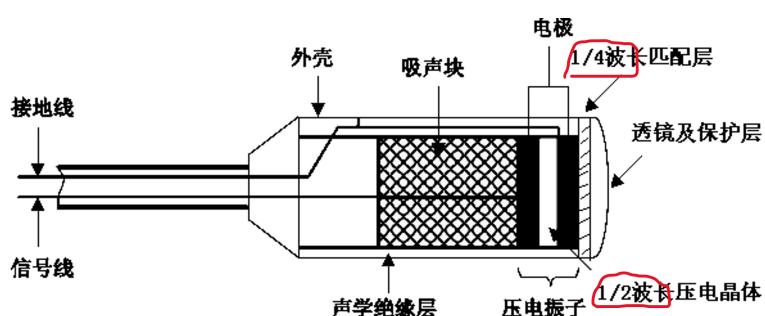
10.1 概述

有接收，有发射，有两用；换能器都是防水的

脉冲波探头可以收发一体；连续波要做成分别的部分

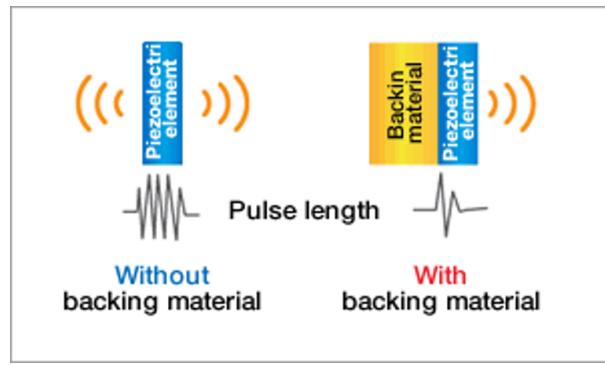
10.2 结构与原理

单振元换能器



注意几个波长的作用

吸声块吸收背向辐射的声能，减小脉冲波的脉冲长度，也叫背材（增加阻尼）



保护层用于减轻振子磨损，进行阻抗匹配，也叫面材；透镜用于准直，提高横向分辨率

多振元换能器

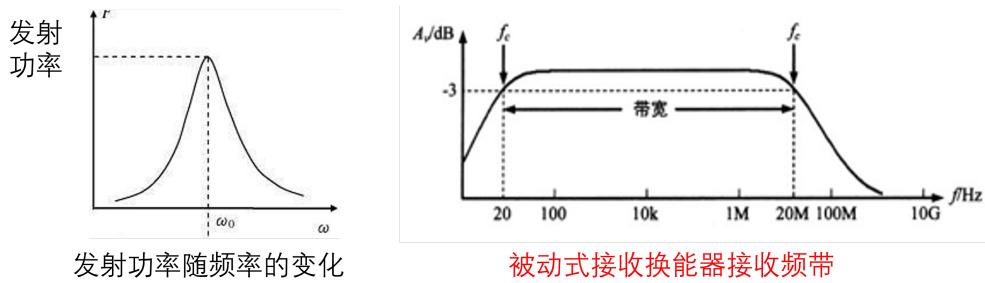
- 凸阵换能器：腹部探头等深部成像
- 线阵换能器：用于浅表的成像，频率可以高一点；颈动脉等

探头参数和特性的关系

- 工作频率：压电晶片的厚度（反比）
- 发射功率：压电晶片的面积，电压，PRF（全正相关）
- 探测深度：工作频率（反相关），功率（正相关）
- 纵向分辨率：频率（正相关）
- 横向分辨率：频率（正相关），聚焦情况（越细越强）
- 图像清晰度：显示设备

10.3 换能器的性能指标

工作频率：一般而言，发射换能器就是串联谐振频率，接收换能器是一个比较宽的频带



机电耦合系数：越大越好，见9.3.2节

换能器阻抗特性：见9.4节

频率特性：带宽：中心频率起到-3dB为止

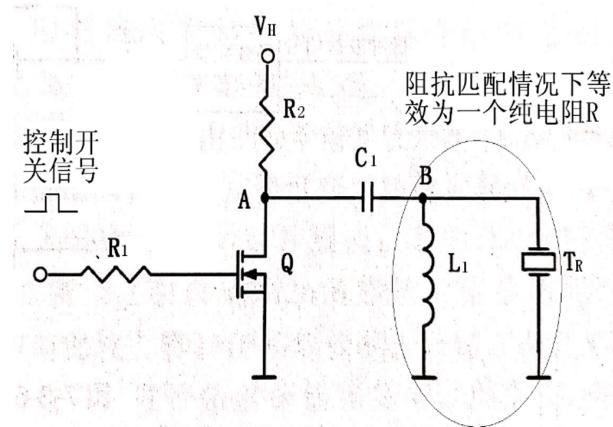
转换效率：电声转换的效率在30%-50%；电转机转声，一共三个效率

10.4 超声换能器收/发及匹配电路

对于大功率的超声输出设备，电匹配显得更重要：治疗

对于小信号的检测设备，声匹配显得更重要：诊断

超声发射电路



控制信号为低电平时， V_H 对 C_1 , T_R 缓慢充电；控制信号为高电平，产生开关导通，接地放电产生负脉冲

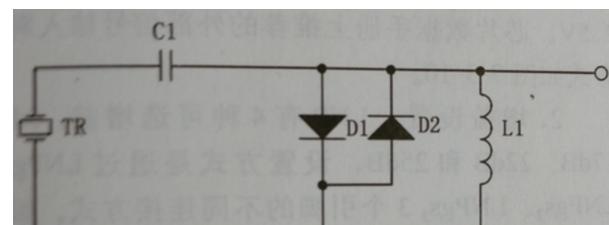
声压幅度与 V_H 成正比，但也不能太大（耐压限制）

时间常数为 RC ，减小 C_1 可以使得脉冲变窄

收发隔离电路

收发一体设备中，由于接收到的信号远远弱于发射的信号，需要对收发进行隔离，以减小发射对接收的干扰

基本原理：利用二极管将大于导通电压的大信号过滤



交流电压被限制在±0.7V以内

只有小信号能够到达接收端

换能器匹配电路

- 大功率输出超声设备，电匹配更重要；电匹配就是工作在串联谐振频率之下
- 小信号检测设备，声匹配更重要；声匹配就是三层模型

注意看PPT，这里有点不符合常理

电匹配

- 阻抗变换：通过变压器将电阻等价于电源最大输出功率时的电阻（即等于电源内阻）
- 调谐：将电抗等效为0，变为纯电阻（用谐振）；使电流电压同相；
- 整形滤波：调节电流波形；换能器在单一频率下是方波，谐波成分多，这些高频成分需要滤波，波形要整形

11 声束聚焦及相控技术

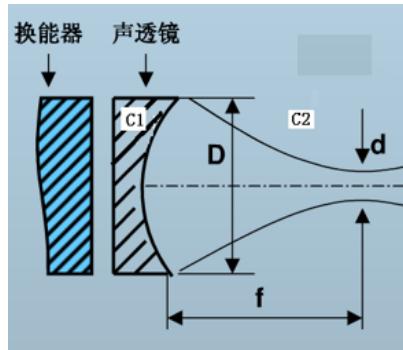
11.1 聚焦声场分布

诊断：声束变窄，横向分辨率变大

治疗：能量更加集中

聚焦换能器种类

- 声透镜



这种方式要求换能器是平面的，发射平面波

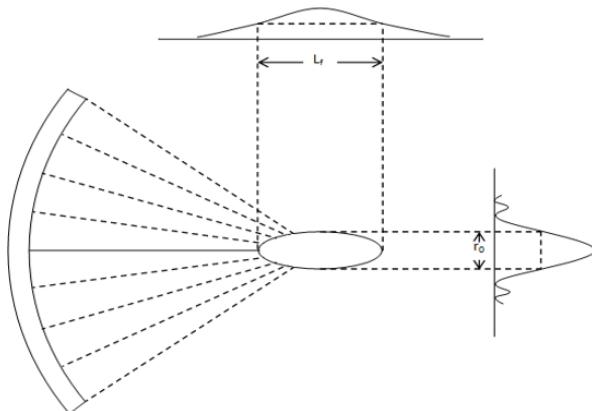
换能器口径为 D ，焦斑 d 近似满足

$$d = 2.44 \cdot \frac{f}{D} \lambda$$

焦距 f 满足 $f = \frac{C_1}{C_1 - C_2} r$, r 是透镜的曲率半径

为了提高聚焦度，减小焦斑，可以增大口径 D ，提高工作频率 $\frac{c}{\lambda}$

- 凹形压电材料（自聚焦）：换能器发出的波就是非平面



横向聚焦尺寸 r_0 满足

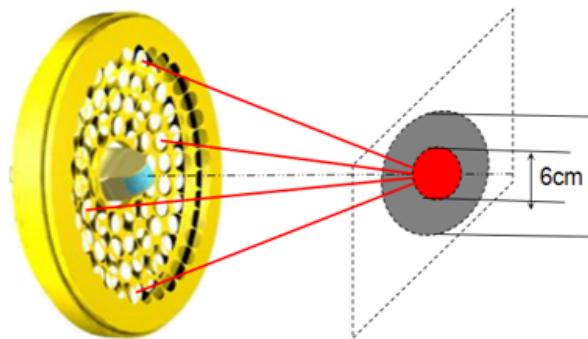
$$r_0 = 0.257 \frac{2\lambda f}{D}$$

轴向聚焦尺寸 L_f 满足

$$L_f = 1.8 \frac{4\lambda f^2}{D^2}$$

HIFU以这种方式居多

- 声反射镜：凹面镜反射
- 电子聚焦：相控聚焦
- 凹形多元阵聚焦：凹形的大圆盘内嵌多个小换能器



11.2 聚焦技术的应用

- HIFU：不用透镜，因为有能量损失，透镜发热会形变，焦点不准
- 肾结石粉碎
- 提高B超的横向分辨率

11.3 超声相控技术

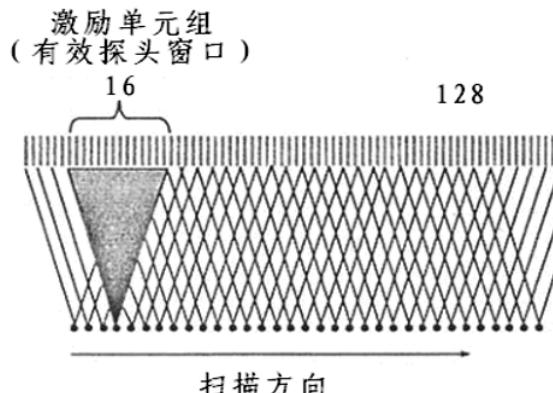
多振元，控制每个振元的发射相位（先后）

相控换能器线阵：多个换能器排列成直线，每个振元加上不同相位的信号，可以实现

- 线性扫描
- 扇形扫描
- 电子聚焦

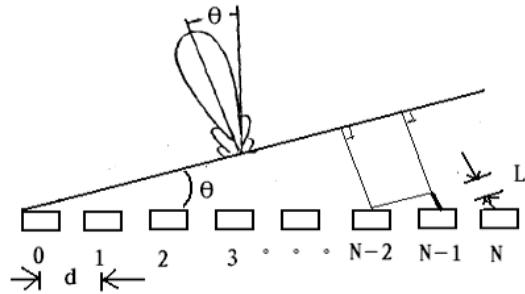
而不需要进行机械移动

相控线扫



振元数越多，叠加后的声波主瓣越尖锐，横向分辨率越大

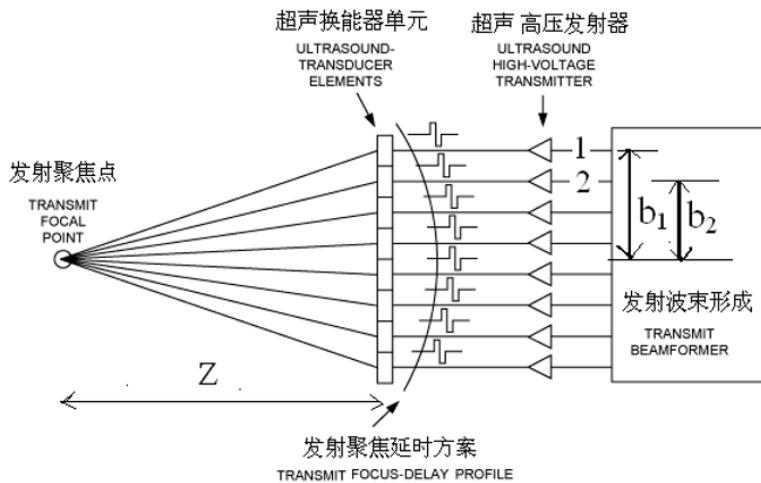
相控扇扫



相邻振元的声程差为 $L = d \sin \theta$, 那么发射延迟就是

$$\Delta t = \frac{d}{c} \sin \theta$$

电子聚焦



对于距中心分别为 b_1, b_2 的振元, 声程差为

$$\Delta S = \sqrt{Z^2 + b_1^2} - \sqrt{Z^2 + b_2^2}$$

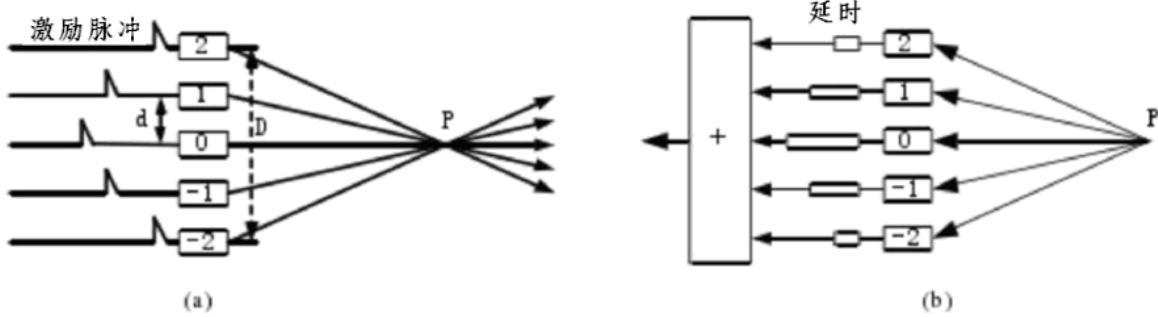
延迟时间为

$$\Delta t = \frac{\Delta S}{c}$$

对于频率为 f 的声波, 相位差为 $\Delta\varphi = 2\pi f \Delta t$

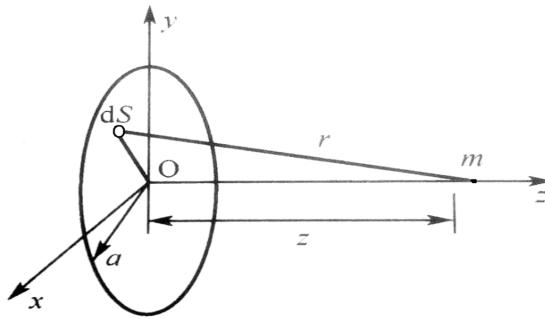
11.4 相控技术在B超中的波束成形应用

对于相控聚焦技术, 由于各个振元之间存在生成差, 在最终生成图象时, 需要考虑这个时间差, 才能准确显示图像



12 原片换能器声场分析

圆片换能器模型如下所示



对于片上一个小面元 dS , 视为一个点声源球面波, 考虑波幅衰减, 其声压沿轴线方向的分布为

$$dp = \frac{kp_a}{2\pi r} \cos\left(\omega t - kr + \frac{\pi}{2}\right) dS \quad (1)$$

其中 ω, k, r 分别是声波的圆频率, 波矢和传播距离

已知振元的振速 u_a , 介质的声阻抗率 z_c , 根据 $z_c = \rho_0 c, u_a = \frac{p_a}{\rho_0 c}$, 得到 $p_a = z_c u_a$

假定振元距圆心距离为 R , 那么 $dS = RdRd\theta$, 在这个环形微元上的声压传播到m点时, 沿轴线的分量完全相同

对式1进行积分, 得到

$$\begin{aligned} p_z &= \int_S dp = \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^a \frac{kz_c u_a}{2\pi\sqrt{R^2 + z^2}} \cos\left(\omega t - k\sqrt{R^2 + z^2} + \frac{\pi}{2}\right) R dR \\ &= p_a \left[\cos\left(\omega t - k\sqrt{z^2 + a^2}\right) - \cos(\omega t - kz) \right] \end{aligned}$$

将结果写为指数的形式, 得到

$$\begin{aligned} p_z &= \frac{p_a}{2} \left\{ \left[e^{i(\omega t - k\sqrt{z^2 + a^2})} + e^{-i(\omega t - k\sqrt{z^2 + a^2})} \right] - \left[e^{i(\omega t - kz)} + e^{-i(\omega t - kz)} \right] \right\} \\ &= \frac{p_a}{2} \left\{ e^{i\omega t} e^{-i\left(\frac{k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right)} \left[e^{i\left(\frac{-k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right)} - e^{-i\left(\frac{-k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right)} \right] + e^{-i\omega t} e^{i\left(\frac{k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right)} \left[e^{-i\left(\frac{-k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right)} - e^{i\left(\frac{-k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right)} \right] \right\} \end{aligned}$$

利用欧拉公式写为

$$p_z = -2u_a z_c \sin\left(\frac{kz - k\sqrt{z^2 + a^2}}{2}\right) \sin\left(\omega t - \frac{k\sqrt{z^2 + a^2} + kz}{2}\right) \quad (2)$$

式2就是沿轴线的声压随时间的变化

现在考虑声压幅值

$$p_m = -2u_a z_c \sin\left(\frac{kz - k\sqrt{z^2 + a^2}}{2}\right) \quad (3)$$

由于 $z \gg a$, $z \gg \frac{3a^2}{2\lambda}$, 利用等价无穷小 $\lim_{x \rightarrow 0} (1 + \alpha x)^n - 1 = \alpha n x$ 将正弦内部化简, 得到

$$\lim_{z \gg a} -\frac{kz}{2} \left(1 - \sqrt{1 + \frac{a^2}{z^2}}\right) = \frac{k}{4} \cdot \frac{a^2}{z} = \frac{\pi a^2}{2\lambda z} \quad (4)$$

再根据 $\lim_{x \rightarrow 0} \sin x = x$, 将式4代入式3得到

$$p_m = \frac{u_a z_c \pi a^2}{\lambda z} = \frac{u_a z_c S}{\lambda z} \quad (5)$$

其中 S 是圆片的面积, 令 $u_a z_c \triangleq p_0$ 代入式5, 得到最终的表达式

$$p_m = \frac{p_0 S}{\lambda z}$$

通过式3可以得知, 当距离 z 满足

$$Z_{\max} = \frac{4a^2 - \lambda^2(2m+1)^2}{4\lambda(2m+1)}, \quad Z_{\min} = \frac{a^2 - \lambda^2 m^2}{2m\lambda}$$

时分别取最大/小值

定义最后一个极大值位置为近场到远场的临界距离, 即 $m = 0$ 时的值

$$Z_N = \frac{4a^2 - \lambda^2}{4\lambda}$$

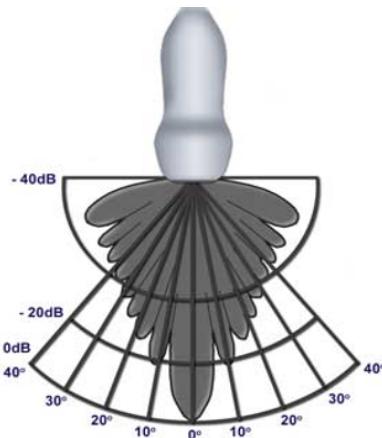
指向性函数

任意方向上的声压幅值 p_θ 与最大方向上的声压幅值 p_0 之比, 即

$$D_s = \frac{p_\theta}{p_0} = \frac{2J_1(ka \sin \theta)}{ka \sin \theta}$$

其中 J_1 是一阶柱贝塞尔函数

波瓣图



- 第一旁瓣与主瓣差-20dB, 以最大值归一化
- 通过一阶柱贝塞尔函数的0点, 可以估计声压幅值为0的位置, 进而求出主瓣的半径为

$$\theta_0 = 2 \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{a}\right)$$

波瓣图反映

- 频率越高，主瓣越窄，旁瓣个数越多
- 圆片面积越大，主瓣越窄
- θ_0 定义为主瓣的方向锐度角
- 有时也用半功率面来划分主瓣，就是做一个-3dB的面

13 脉冲回波检测系统的原理及应用

13.1 脉冲回波检测的原理

检测一般都是脉冲波

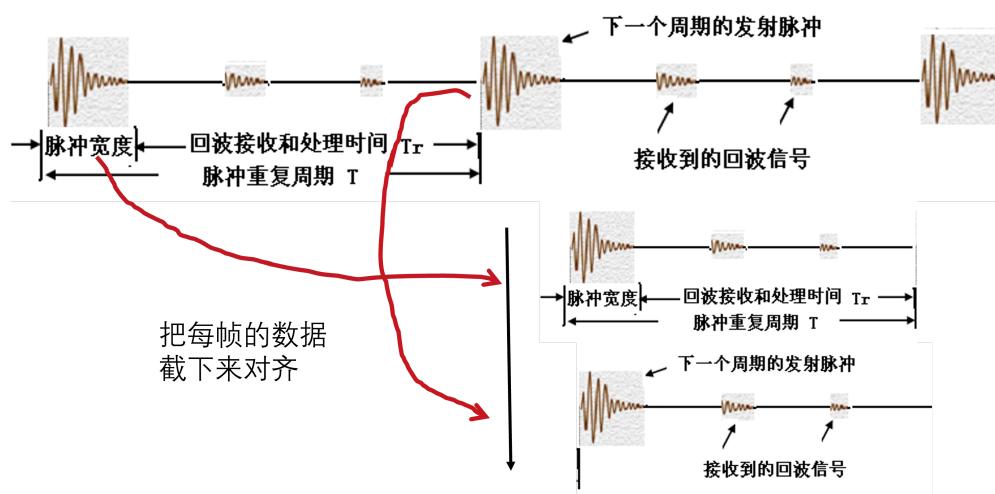
脉冲宽度对纵向分辨率的影响

脉冲宽度 T 与频域上的带宽 B 成反比，即 $TB = 1$ ，纵向分辨率

$$\Delta r = \frac{cT}{2} = \frac{c}{2B}$$

同步

将发射信号在时间上对齐

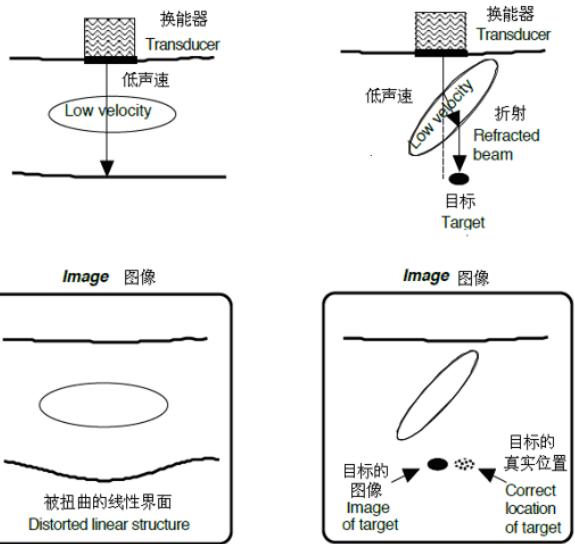


将每一个周期对齐，在平移换能器时，这样操作可以显示2D信息

成像的基本假设

- 声速是一个常数，不会改变
- 声束直线传播

这会带来两个问题，第一个是折射伪影，见4.3.3节；第二个是线性界面扭曲，由介质间声速的变化导致

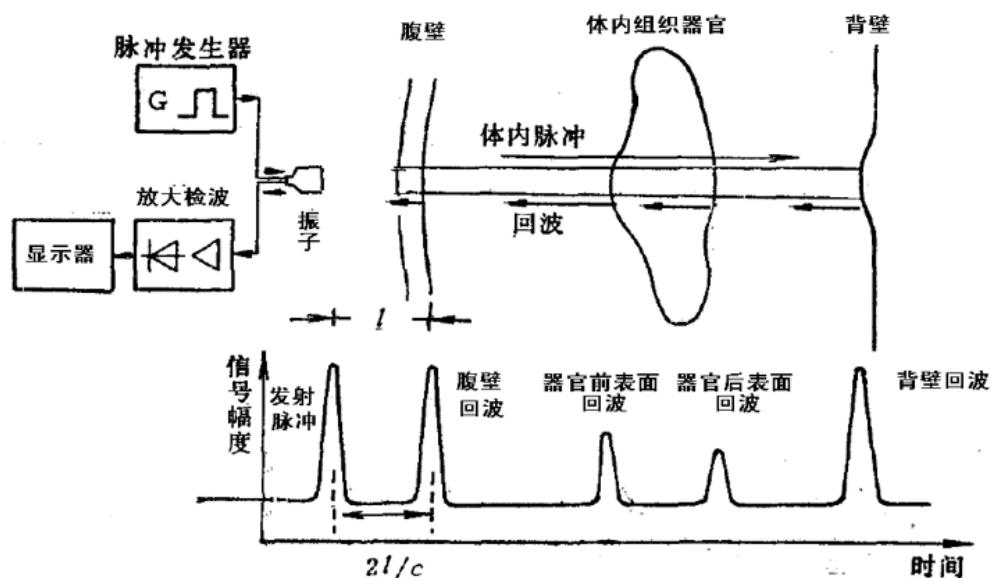


衰减补偿

需要设计一个深度补偿电路，让回波波幅仅与介质的反射系数（声阻抗率差异）有关

13.2 A型超声

Amplitude



A超只有一维的信息，根据回波的振幅进行介质判断；注意横轴是时间

13.3 B、M型超声

Brightness, Motion

B超原理

基本原理与A超类似，将回波波幅转化为点的亮度，并水平移动

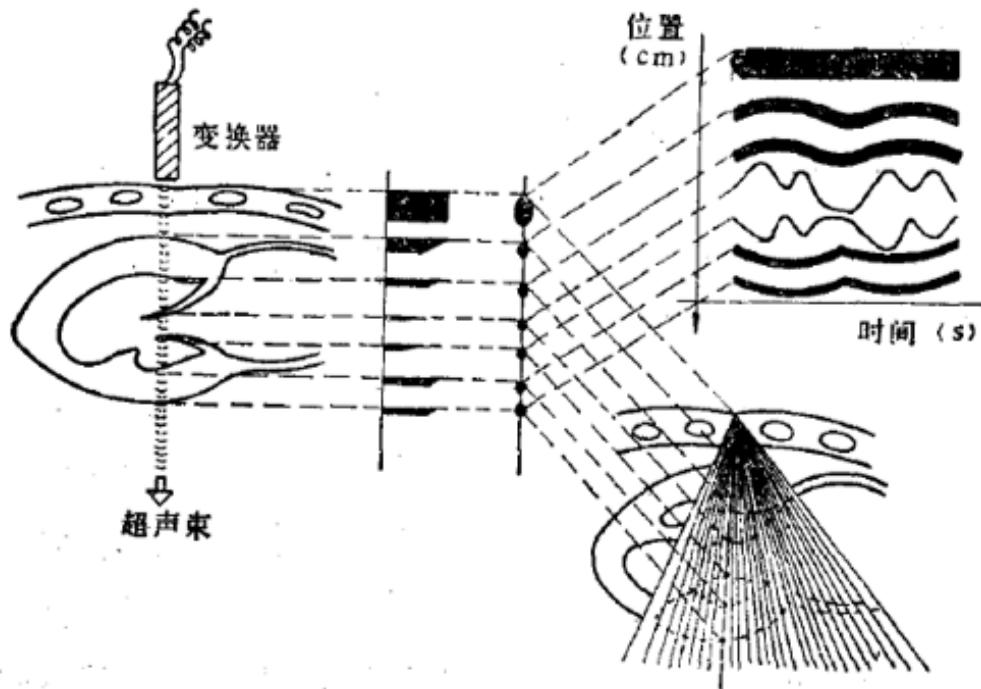
水平移动是机械移动，也可以用电子扫描（相控）

M超原理

基本原理与A超类似，将回波波幅转化为点的亮度，在时间上移动

横轴是时间坐标，沿时间展开显示变化

三种超声的图像

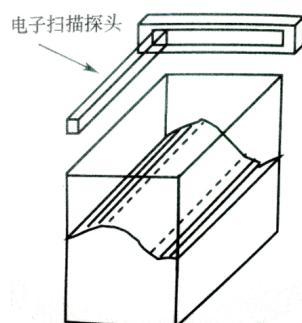


具体哪种自己看

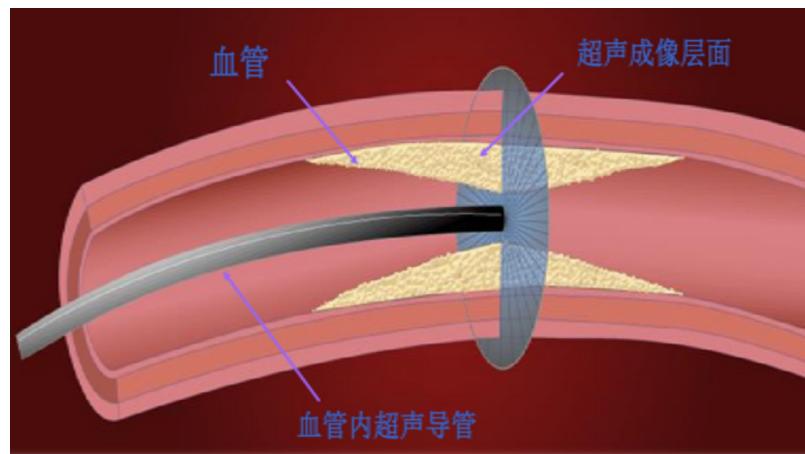
13.4 C、F、P型超声

C超：A超是纵向，而C超是固定深度的截面的信息

F超：任意深度截面的信息



P超：位于内窥镜内，一种特殊的B超，可以在血管等位置进行检查



13.5 其他超声系统

超声CT: 原理与CT相同，也是透射法，但是用的是声衰减系数；相比CT，没有放射线伤害，但是分辨能力弱

超声波全息术: 全息成像，通过反射或透射某一断面的超声振幅和相位，声场分布等，用光学方法重建图像

14 数字B超的原理及关键技术

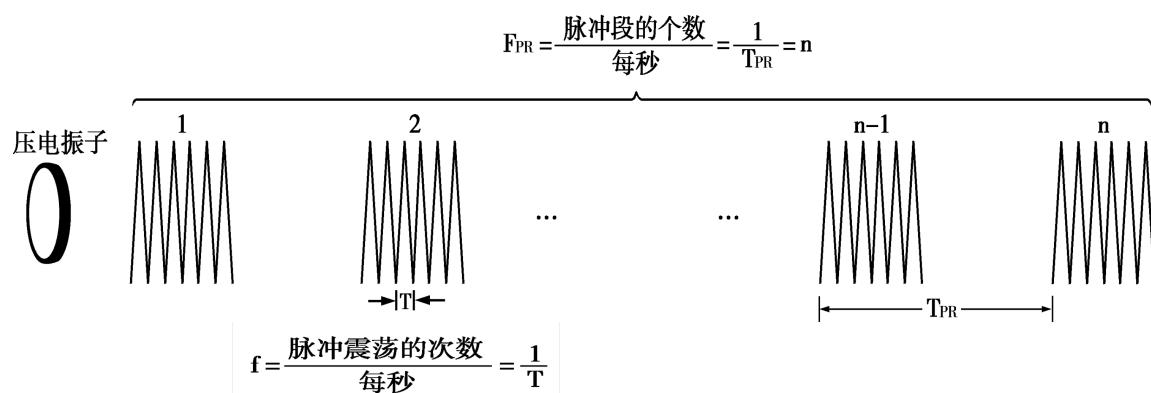
14.1 关键参数

分辨率: 单位是mm

纵向分辨率: 脉冲频率 (衍射)，脉冲宽度 (时间差)，振铃效应 (阻尼不够)，被测物移动，接收增益

横向分辨率: 声束直径，聚焦特性，显示器件，频率 (主瓣宽度)

工作频率和脉冲重复频率(PRF)



PRF越大，探测深度越小，因为能够不被干扰的传播时间少了

脉冲宽度和振铃

脉冲宽度指脉冲从产生到截止的时间长度，不能太小，受探测深度和接收带宽的限制

振铃：阻尼不够产生的，越短越好

帧频

完成一幅图像需要的时间的倒数，记为Fve

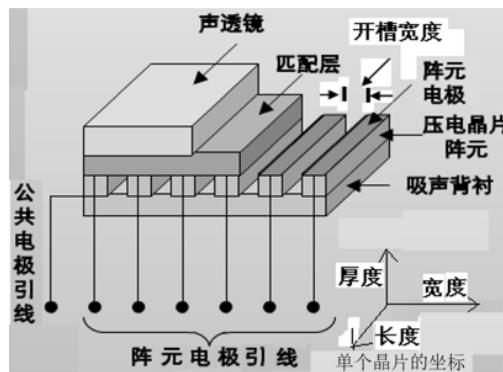
$$Fve = \frac{c}{2DN}$$

其中 c, D, N 分别是声速，每条扫描线能达到的最大深度，扫描线数目

14.2 多元线阵换能器的结构与功能

电子线阵超声探头

- 开关控制器：一个译码器，使得探头和主机的连线减少
- 阻尼垫衬：阻抗率与晶片接近，减少反射；声波衰减系数大，吸收背向信号；会降低发射效率，对于收发一体的降低灵敏度
- 换能器阵列：压电材料制成的线性换能器阵
 - 阵元数量：多，主瓣窄，横向分辨率高，但是探头变大
 - 阵元厚度：见9.3.4节
 - 单个阵元面积：
 - 辐射强度：窄，辐射弱
 - 主瓣扩散角：宽，扩散角好
 - 栅瓣：阵元中心间距 $d < 0.5\lambda$ 时可以消除
 - 综合考虑：单个阵元宽:厚 < 0.6
 - 开槽深度：开槽深互耦少，浅则干扰大，分辨率低



- 声学匹配层：声透镜同时与振元和人体接触，具体见三层结构
- 透镜作用：一般不用凹透镜，因为难以与人体接触，用反转材料的凸透镜

14.3 扫描技术

分为机械扫描和电子扫描；主要的扫描方式为线扫和扇扫

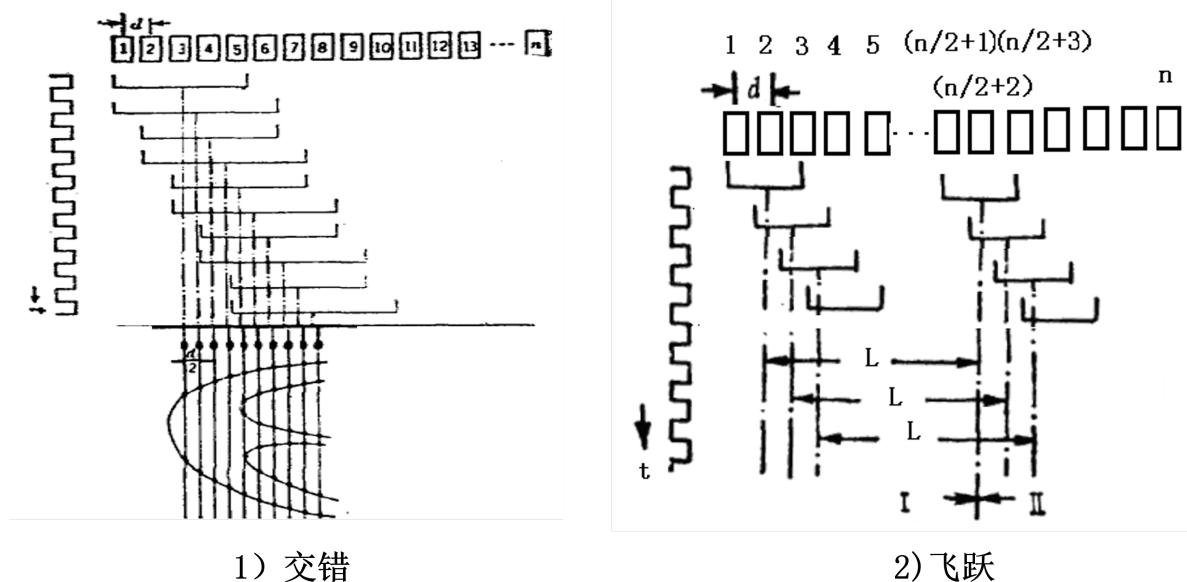
每次将相邻的m个阵元一起扫描，若总共n个阵元，一共产生 $N = n-m+1$ 个扫描线，扫描线在激活的阵元的中轴

为什么m个一起扫，见14.2节

缺点：帧频低；扫描线减少

交错扫描: 扫描线增加一倍，但干扰变多

飞跃扫描: 扫描线N不变，降低前后两次扫描束的干扰



扇扫: 按扇形来扫描，尾端不动；适用于心脏

线扫: 平行移动；适用于观察腹部脏器

14.4 数字B超的架构和DSC技术

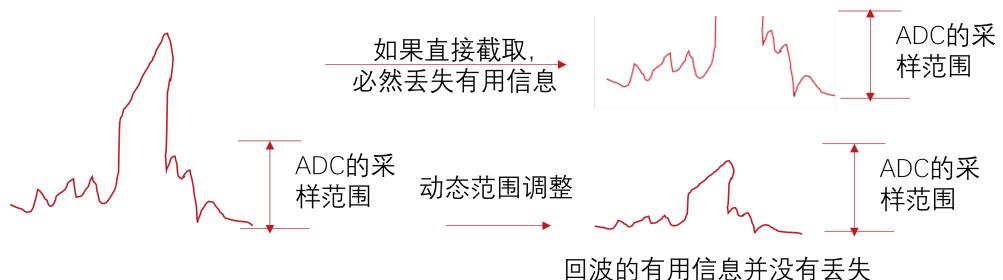
DSC: Digital Scan Converter, 数字扫描变换器

工作原理

- A/D转换
- 波束形成：对采样信号进行延时加权，见11.4节，以达到动态聚焦的目的
- 前处理：对波束形成二次采样，图像预处理和TCG等
- 帧存储器：DSC的核心，用来存储扇形扫描的超声图像
- 像素地址逻辑单元：DSC的核心，进行空间变换（极坐标变直角坐标）
- D/A转换

回声的动态范围压缩和扩展

回声的范围很大，需要对信号预处理做非线性变换，采样小信号和大信号



AD转化

前处理

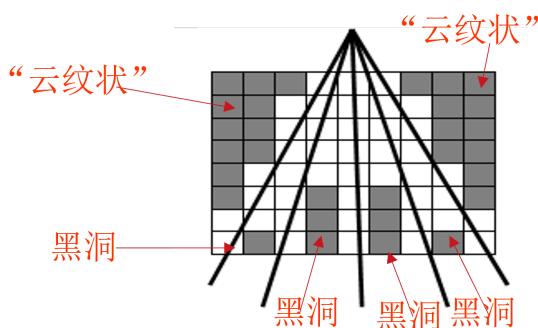
- 二次采样：做下采样，减少数据量
- 平滑处理，滤过高频噪声
- TCG等

坐标变换和帧存储

见14.4节

后处理

- 图像插补后处理：扫描线在比较深的地方空隙大，会产生没有回声的区域，需要插值处理



- 灰阶处理：也就是回波强度映射为灰度
- γ 变化矫正亮度
- 帧相关：几帧的均值作为输出，就是一个均值低通滤波，消除白噪声；这个可以参考 cv2.fastNIMeansDenoisingMulti()

15 临床B超图像及诊断基础

15.1 人体组织器官B超图像特点

反射类型	组织器官	二维超声图像表现
无反射型	血液等液体物质	液性暗区
少反射型	心肌、肝脏、脾脏等实质脏器	低亮度，低回声区
多反射型	心瓣膜、肝包膜等	高亮度，高回声区
全反射型	骨骼，肺气，胃肠气等	极高亮度、高回声区，后有半影

15.2 异常组织的超声图像差异

异常亮区

- 光团：肿瘤/结石
- 光点：细小结石，钙化及纤维结节
- 光斑：炎症，融合的肿瘤组织
- 光带：韧带，重叠的血管壁或脏器包膜，也可能是钙化

异常暗区

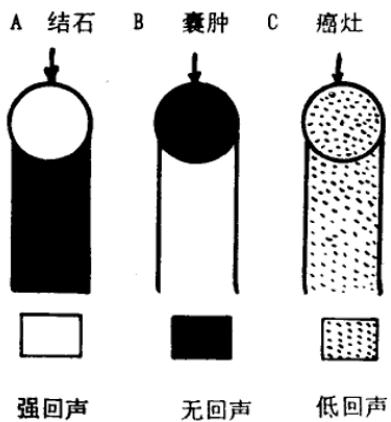
- 囊性暗区：血肿，脓肿，囊肿
- 实质性暗区：早期肿瘤

异常回声环和结中结

- 弱回声环：多见于肝病占位病变，肿块膨胀性生长，压缩四周组织
- 强回声环：肿块边界
- 结中结：肿瘤增殖周期

结石，囊肿，癌灶的远场回声图特点

- 结石：强的回声光团
- 囊肿：后场回声强，全部透过囊肿
- 癌灶：低回声



15.3 临床超声诊断

探查方法

- 直接探查：探头与体表直接接触，有耦合剂，这是探查较深的组织用的
- 间接探查：探头与被测物间隔1.5cm以内时常常看不到被测物的回波，需要用不漏水的圆筒内盛水，将探头放入其中离体表1.5cm进行探测

15.4 附加

关注脐带绕颈次数的判断

16 B超中的伪影及图像处理基础

16.1 超声伪影成因

超声成像仪器的假设条件

- 组织之间的声速不变
- 声束沿直线传播
- 反射回的声波仅经过一次反射（从超声脉冲发射到声信号返回到换能器的时间，与该界面到换能器的距离直接相关）
- 声能在组织内的衰减系数是均一的
- 所有回声信号默认来自声束中轴（旁瓣伪影的成因）
- 回声强度与反射面的阻抗率差相关，不与组织成分直接相关

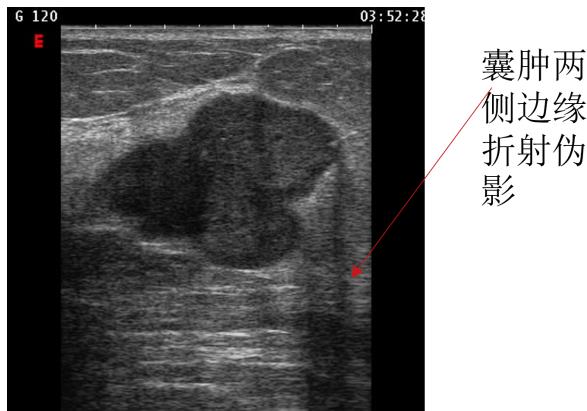
16.2 伪影形成机制

回声失落

见4.3.3节

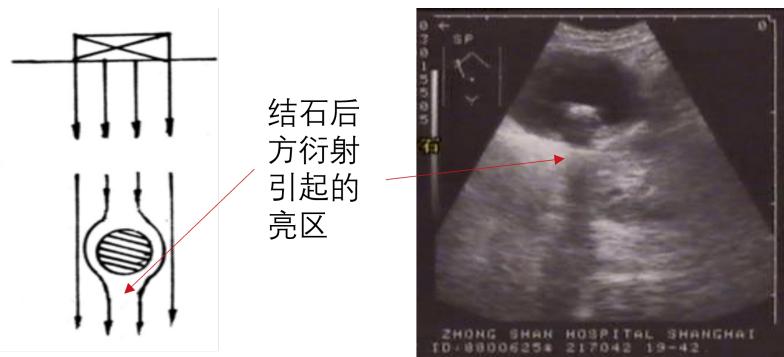
边缘折射声影

常常出现在球形病灶的两个侧面边缘，由于声折射回波无法传回导致



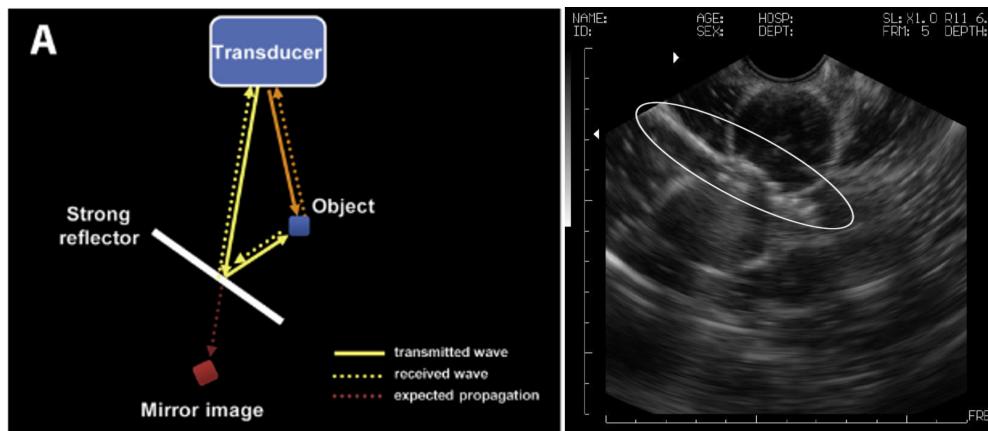
衍射声影抵消

在衍射发生的后方，会产生一个亮斑



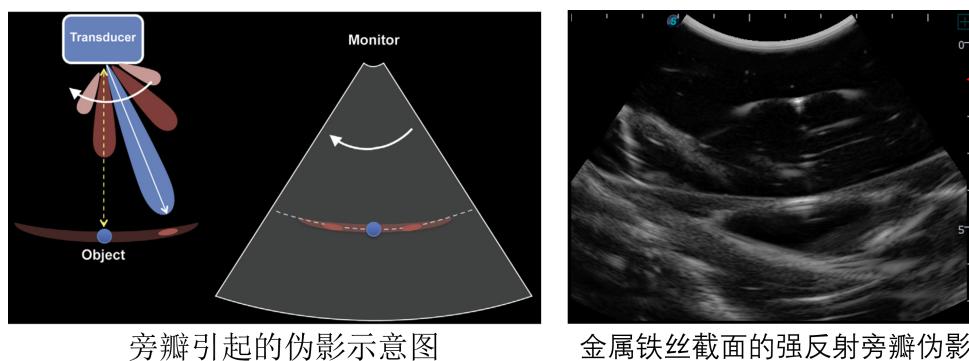
镜像伪影

在一个强反射面，声束经过反射后产生伪影；因为直线传播的假设导致的伪影



旁瓣伪影

如果旁瓣的能量够强，能够成像，但是默认只有主瓣成像，那么在主瓣当前方向就会产生伪影



上面会产生四个伪影

部分容积效应

声束的宽度不可忽略，如果有小于切片厚度的病灶被切割，则图上表现为既有病灶又有周围区的重叠回声图

亮度增益调节不当

增益太大，使弱回声区亮度太大；太小，会使得图像太暗

衰减伪影

声束经过强反射/吸收/衰减面后强度大大减弱，这会导致在反射面之后的病灶不容易被发现

混响效应

在强反射界面之间多次反射的声波会被认为是多层



16.3 B超图像噪声特点和去噪算法

主要是乘性噪声

$$g(x, y) = f(x, y) \cdot m(x, y) + \eta(x, y)$$

其中 $m(x, y)$ 表示系统的乘性散斑噪声，**乘性噪声一般由信道不理想引起，它们与信号的关系是相乘；由系统的时变性（如衰落或者多普勒）或者非线性所造成的**

使用中值滤波进行去噪，散斑噪声服从瑞利分布

16.4 图像增强算法

- 直方图均衡化/规范化，但这里的名称是直方图修整法
- 频域滤波

17 多普勒彩超原理和应用

17.1 原理

$$f = \frac{v + v_r}{v - v_s} f_0$$

当相互靠近时

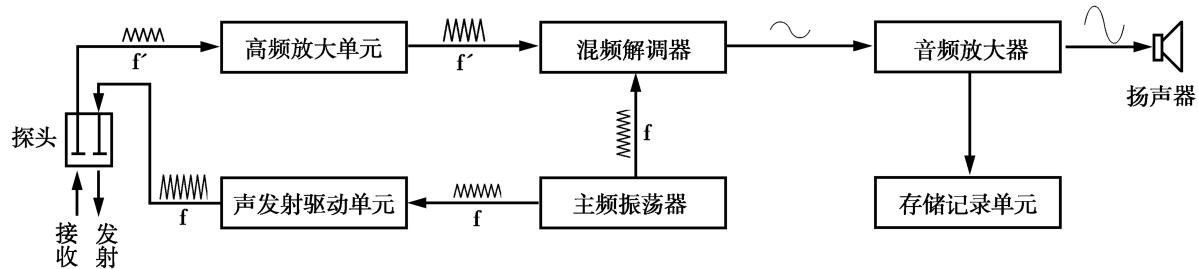
具体的测量公式推导见医学物理导论11.1节，下面直接给出

$$\Delta f = -\frac{v}{c} (\cos \phi_i + \cos \phi_r) f_0$$

其中 v, c 分别是血液流速和声速；不能垂直测，一般测量中 $\phi_i = \phi_r$

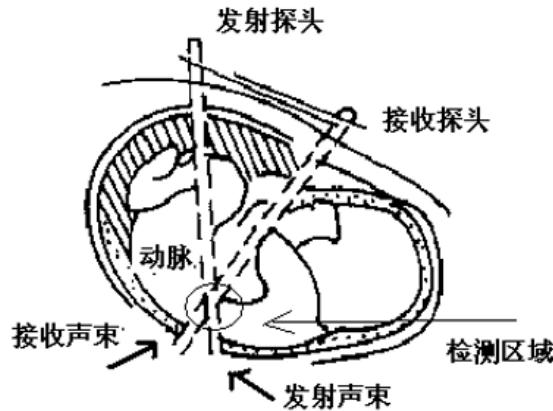
17.2 超声多普勒成像系统

连续超声多普勒成像仪

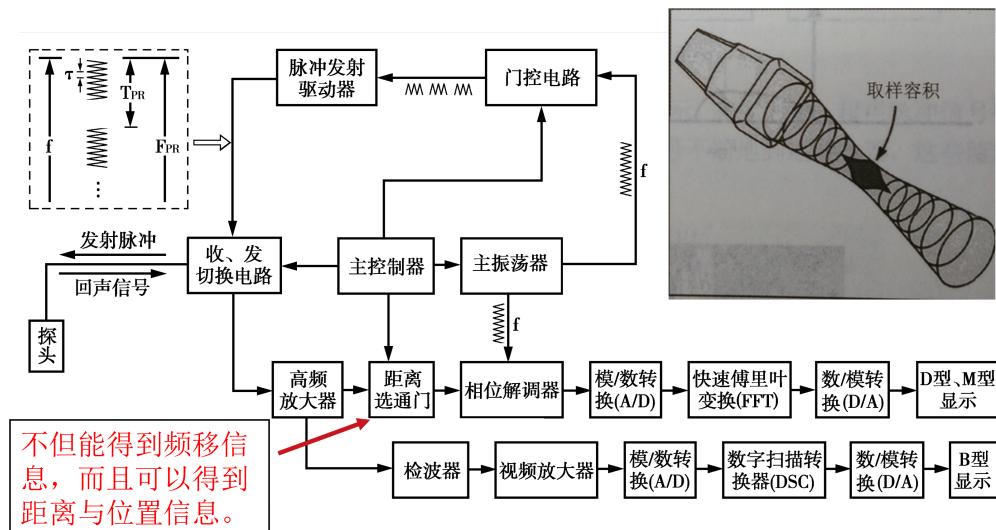


缺点：所有运动目标产生的信号混合在一起，没有辨识深度的信息

改进：收发分离；声束交叉域法



脉冲式



多了一个距离选通门

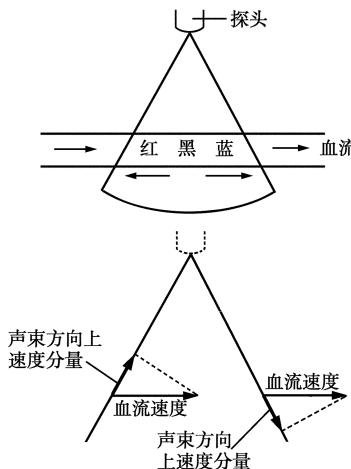
17.3 图谱解读

血流运动状态的彩色显示方法

一般而言都是红色正向（靠近），蓝色背向（远离），这和物理上的红移蓝移相反
颜色越亮，速度越快

湍流用绿色，表示流速方差的大小

扇形探头会有这个问题



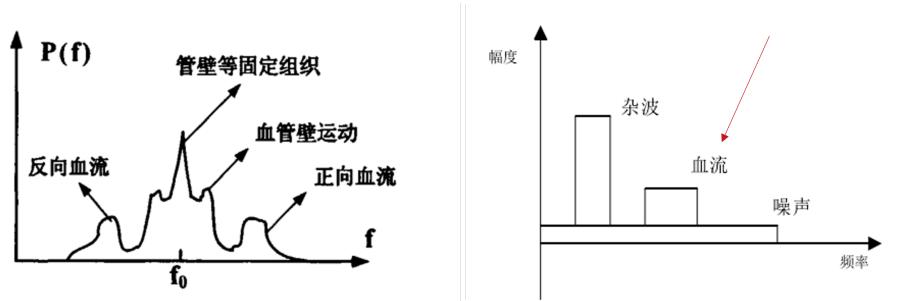
将在视野内的血液称为取样容积，回波信号越大，这个信号区间显示出来更亮，说明更多血细胞流速在这个区间内

为了准确显示频移大小和方向，PRF必须大于多普勒频移的两倍，由采样定理可知

17.4 多普勒血液测量信号处理

回波频率成分

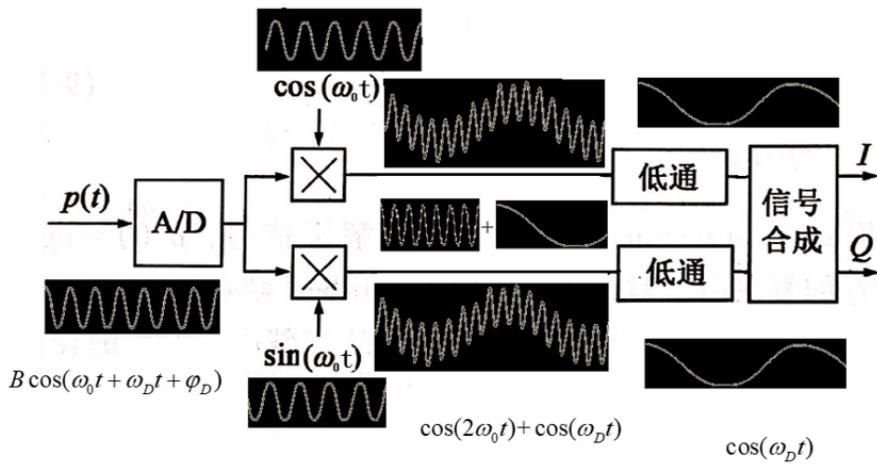
是一个频带，需要进行调制解调



图：超声回波的多普勒信号频域模型（左）和解调之后的回波信号频谱组成（右）

在频谱搬移后，先低通得到多普勒频移，再用壁滤波器消除低频杂波，是一个高通滤波器

信号处理流程如下



变化的频率是远小于超声频率的，分离信号后用低通过滤出来，然后用时域自相关法进行频率估计

时域自相关法：估算某一信号在不同时刻的相位差，由此获得信号的平均频率，进而推算出多普勒频移的频率

18 高频超声

10MHz以上称为高频超声，频率越高，分辨率越高，但是检查深度越浅

18.1 临床应用

- 浅表血管
- 肌腱和跟腱
- 韧带的高频超声检测
- 乳腺高频超声诊断
- 活体眼前节结构检测

18.2 超声显微镜特点与原理

特点

利用声阻抗率差来成像，被测物体不需要透光，一般用100MHz-300MHz的声波

- 分辨率不及电镜，结构和操作比光镜复杂
- 图像具有一定立体感
- 细小部分的分辨率不及光镜；分辨率一般微米级
- 可以观察不透光的物体；可以用于活体

一般用的是C型超声，因为高频超声的穿透性太差

原理

- 透镜：需要声透镜聚焦，由于高频衰减大，声透镜一般用短焦距的
- 工作环境：是水，因为衰减大，且水与大部分物质浸润，利于声耦合
- 聚焦声束机械扫描声镜SAM：就是上面的
- 扫描激光声学显微镜SLAM：不聚焦声波，使用平面换能器，产生平面波

19 超声检测的最新方向

19.1 超声弹性成像

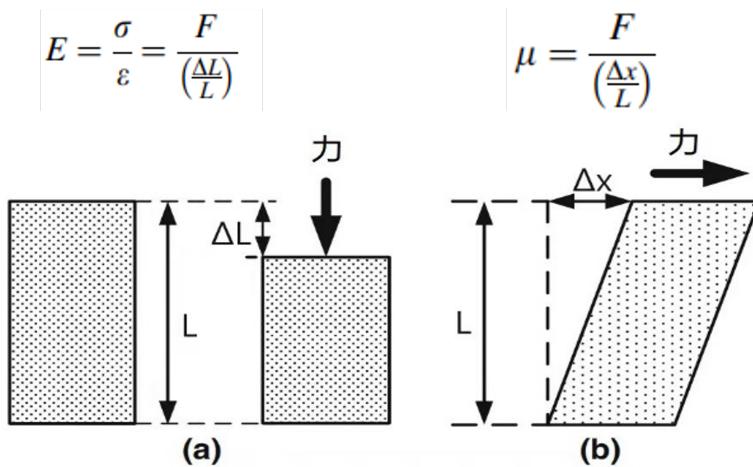
优势

一般超声使用声阻抗率差进行成像，但是癌症组织和正常组织的声阻抗率相差很小，需要用其他参数成像

弹性成像使用组织之间的弹性系数之差进行成像

原理

弹性可以通过组织变形能力来衡量，向组织施加恒定的压力，根据回波信号来计算应变



图：(a) 杨氏模量，(b) 剪切模量

力的来源

- 人工按压
- 外加机械压力
- 超声脉冲的声辐射压力

还可以用超声的非线性产生平面剪切波，见6.4节

19.2 脉冲反转成像

用于增强超声对造影剂的敏感性

一次发射两个脉冲，第二个脉冲是第一个的相位反转，当换能器分别检测到这两个脉冲的回波时，将它们叠加

正常组织的回波叠加没有畸变，是一条直线；微泡等的回波存在畸变，时间上不是直线

20 超声治疗的最新方向

20.1 超声治疗

生物效益和机理

见8.1节

20.2 超声碎石

以机械效应为主，但是有空化和热效应

结石

按化学成分：钙结石，不含钙结石

不含钙也称为阴性结石，包括感染结石、尿酸结石、胱氨酸结石等

阴性结石超声可以检测，X光不能识别

从原理上讲，主要有四个技术要点

- 冲击波的产生技术。
- 冲击波的聚焦技术。
- 波源与人体的耦合技术。
- 冲击波焦点的定位技术。

冲击波结石破坏方法

超声照射在结石等硬组织上时产生的力大于照射正常弹性组织

冲击波的波形是不对称的，有特殊要求

聚焦方式

- 半椭球面反射聚焦
- 球面发射聚焦（自聚焦）
- 抛物面反射聚焦
- 声透镜聚焦冲击波源

20.3 经颅超声刺激

机理

- 增强/抑制神经活动的效果
- 有效调节大脑神经元的兴奋性
- 达到功能性脑刺激效果
- 脑神经康复

功率/声强不能太大

频率不能太大，高频超声衰减大，主要是颅骨，这个地方的衰减很大；比HIFU低

20.4 其他

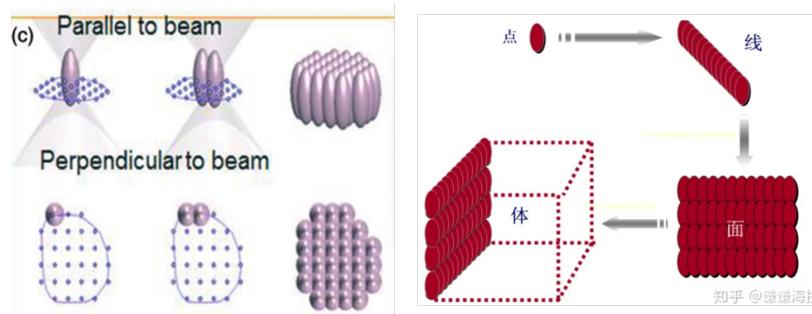
超声手术刀还有止血的功能

21 HIFU的原理和临床应用

21.1 原理

在低MHz的超声频段，用聚焦技术使焦点处的声强达到 $10^3 \sim 10^4 \text{W/cm}^2$ ，在0.5 ~ 5s内使靶组织温度上升到60°C以上，急性热坏死

实际使用中，焦点呈枣核状，需要移动焦点来完全照射肿瘤组织



焦区与非焦区的边界通常有10多个细胞尺寸

系统组成

- 操控台
- 引导系统，如诊断B超
- 主机及治疗聚焦探头
- 治疗床
- 水循环系统等

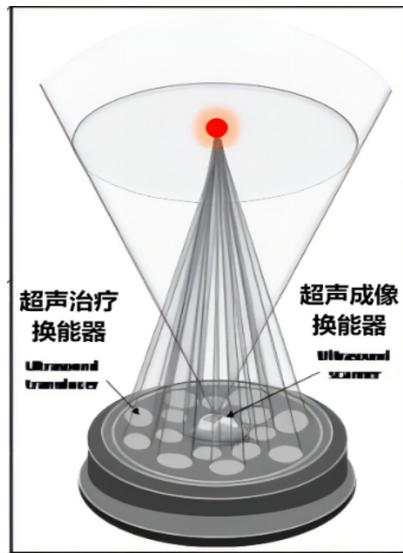
21.2 测温引导技术

HIFU系统存在水循环系统，有两个用途

- 水中声衰减小
- 给人体降温，防止损伤正常组织

水循环系统需要使用除气水，防止水中的气泡干扰声束传播路径

需要使用B超进行引导测温，探头是集成的



或者使用MRI测温引导

21.3 临床应用

主要生物效应

- 热效应，空化效应，机械效应
- 对化疗的增强
- 诱导肿瘤细胞凋亡
- 提高机体免疫机能

用于前列腺增生等、乳腺肿瘤、肝脏肿瘤、骨肉瘤等

肿瘤还是优先切除，而不是HIFU

21.4 综合评价

优势

- 温度高升温快
- 精确度高
- 超声刀治疗肿瘤的无创性
- 适用症广泛、治疗肿瘤体积大
- 与化疗协同
- 降低肿瘤的复发与转移

局限

- 难以完全杀死靶区癌细胞
- 脏器的运动和影像学限制精确定位
- 无前瞻性实验证HIFU治疗的有效性
- 含气腔道及骨性组织的影响
- 还没有实时无创测温系统

