

超声

一、波的物理学基础

(一) 超声波的定义

声波：20~20kHz

超声波：高于人类听觉范围的声波，频率大于 20kHz。

- 超声波是一种纵波
- 诊断超声的频率：2MHz 到 10/12MHz。

1、波动方程

- 波动方程：
$$\frac{\partial^2 W}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 W}{\partial t^2}$$
 - W：质点位移
 - c：声波传播速度（声速）
 - t：时间
 - K：可压缩性（体积模量的倒数，单位：1/Pa）
 - ρ ：密度

2、质点速度、声压与声强

- 质点速度：
$$u_z = \frac{dW}{dt}$$
- 声压：
$$p = \rho c u_z$$
- 正弦波声压与质点速度：
$$p(t) = p_0 e^{j\omega t}, \quad u_z(t) = u_0 e^{j\omega t}$$
- 声强：
$$I = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) u(t) dt = \frac{1}{2} p_0 u_0$$

3、波动方程的解

- 波动方程：
$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - \rho K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$
- 解的形式：
$$p = p_x \cos(\omega t - kz) + p_y \cos(\omega t + kz)$$

其中 $k^2 = \rho K \omega^2$

4、声阻抗与声强

- **声阻抗**: $Z = \frac{P}{u} = \rho_0 c = \sqrt{\frac{\rho_0}{K}}$

声阻抗为声波传递介质中某点的声压和该点速度的比值，它等于密度与声速的乘积，**物体密度越大声阻抗一般也就越大**。超声通过声阻抗差达到1%的介质即可在其交界面上产生部分反射。

- **声强**: $I = pu = \frac{p^2}{Z} = Zu^2$

- **响度**: $L = 10\log_{10} \frac{I}{I_0}, I_0 = 10^{12} W/m^2$

(二) 超声波的性质

1、叠加

2、干涉

3、衰减：由于机械波与介质的相互作用而引起的波的振幅（或强度）的减少。

(1) 吸收

- 在介质里面能量由声波到热量的一种转变过程
- **高粘度**的介质转化出更多的热量
- **高频**波会更快地损失能量（吸收随着频率的增加而成**指数倍**增加）
 - 高频超声：
 - 分辨率高
 - 衰减大 - > 穿透力浅 - > 浅表组织
 - 低频超声
 - 分辨率低
 - 衰减小 - > 穿透力高 - > 深层组织

(2) 反射与折射

- **声阻抗**：密度与传播速度的乘积， $Z = \rho \times v$ 单位：kg/(m²*2)
 - **机体各组织声阻抗皆有不同，故反射回波亦不同**。脏器与脏器之间，脏器内的结缔组织与其他组织之间，正常组织与病理组织之间，各个不同病理组织之间，声阻抗都有不同程度的差异，超声射入机体内由表面到深层，将经过不同声阻抗和不同衰减特性的器官与组织，从而产生不同的反射和衰减。
 - **这种不同的反射与衰减是构成超声图像的基础。**

$$Z = \rho \times v \quad (\text{单位: } 1 \text{ Rayl} = 1 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \cdot \text{sec}})$$

• 声压反射与透射系数

声压反射系数 R_p

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

- 其中： p_i 为入射声压, p_r 为反射声压, Z_1 和 Z_2 分别是两种介质的声阻抗

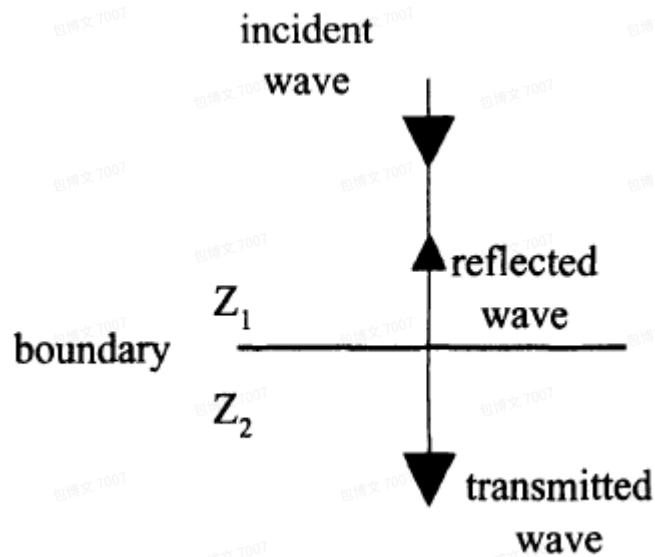
声压透射系数 T_p

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = R_p + 1 = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

声强反射与透射系数

声强反射系数 R_I

声强透射系数 T_I



(3) 散射

漫反射

镜面反射

- 瑞利散射**：瑞利散射发生在反射物与波长相比很小的情况下，所以血液处（RBCs）的反射主要是瑞利散射

4、多普勒效应

1. 声速定义：声波的传播速度，依赖于介质的密度（惯性）和可压缩性（弹性）。

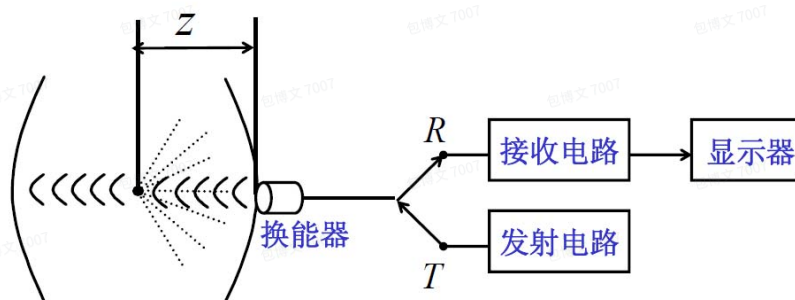
2. 衰减：由于机械波与介质的相互作用而引起的波的振幅（或强度）的减少。分为

吸收、反射、折射。同时依赖于波和介质的特征。

3. B超成像所需要的三个基本数据：扫描线、焦点、焦距

脉冲的时间概念和空间概念、轴向分辨率、帧周期和帧速率、固有焦距与匹配层理想厚度、横向/高向/纵向分辨率、

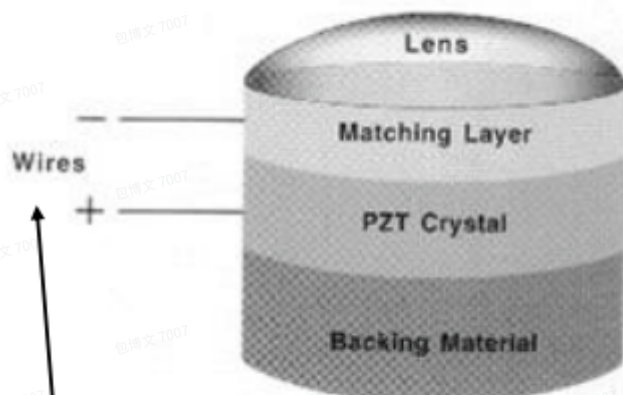
二、超声波的产生与检测



(一) 换能器

- 换能器是一种将一种形式的能量转换成另一种形式的能量的设备。
- 超声换能器利用**压电材料**的特性将电势能（电压）-->机械振动（声音或压强），同时反过来又能将机械振动-->电能。
- **压电效应**：当有电场（电压）作用于特定的晶体材料时，晶体就产生机械形变；或者当晶体结构发生形变时，晶体材料就会产生变化的电信号。

简单换能器的图层结构模型



棱镜：有助于高度平面聚焦。

匹配层：最小化从晶体到组织以及从组织返回晶体的声阻抗偏差；

压电晶体：将电势（电压）转换成声波以及将声波转换回电压；

衬底材料：缩短空间脉冲长度以改善轴向分辨力

导线：发送-向晶体传送电压；

接收-向系统接收器传送回波电压；

(二) 声阻抗匹配

- 声阻抗匹配是指在超声传播过程中，通过调整不同介质之间的声阻抗（Acoustic Impedance）关系，减少声波在界面上的反射，提高能量的透射效率。这样可以让更多的超声能量进入下一层介质，从而提高超声成像质量或治疗效果。
- 不同介质（如组织、骨头、液体）的声阻抗值不同。当超声波从一种介质传播到另一种介质时，如果两种介质的声阻抗差异较大，声波会在界面上发生强反射，只有少量能量透射。
- 我们超声实验涂的**胶**就起到了声阻抗匹配的作用。

1、单匹配层

$$Z_{ML} = \sqrt{Z_{\text{晶体}} \cdot Z_{\text{组织}}}$$

2、双层匹配层

$$Z_{M1} = (Z_{\text{组织}})^{\frac{1}{3}} \cdot (Z_{\text{晶体}})^{\frac{2}{3}}$$

$$Z_{M2} = (Z_{\text{组织}})^{\frac{2}{3}} \cdot (Z_{\text{晶体}})^{\frac{1}{3}}$$



- 如图所示，若晶体的声阻抗 $Z_{\text{晶体}} = 38 \text{ MRayls}$ ，组织的声阻抗 $Z_{\text{组织}} = 2 \text{ MRayls}$ ，单匹配层的声阻抗应为：

$$Z_{ML} = \sqrt{38 \cdot 2} \approx 8.7 \text{ MRayls}$$

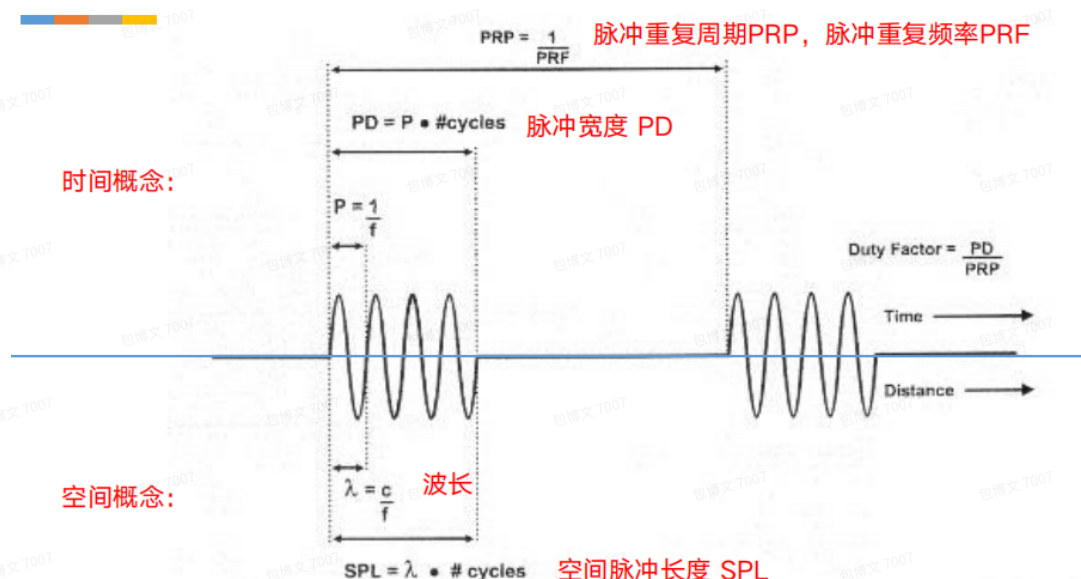
- 通过计算，若不加入匹配层，反射率为：

$$\% \text{反射} = \left(\frac{38 - 2}{38 + 2} \right)^2 = \left(\frac{36}{40} \right)^2 = 0.81$$

即81%的能量被反射，只有19%的能量透射。

更严格的理论推导证明：当匹配层厚度为**1/4波长的奇数倍**，且声阻抗满足同样条件时，入射波的能量将全部穿过匹配层到人体组织。

（三）脉冲波操作



1、时间概念

- 帧周期 (Frame Time) :

帧周期是完成一次完整的图像扫描所需的时间。

$$\text{Frame Time} = \text{每条线的时间} \times \text{总扫描线数}$$

如果每条扫描线需要的时间为：

$$\text{每条线时间} = \frac{2 \cdot \text{最大深度}(d)}{\text{超声波速度}(c)}$$

总线数为 NNN，则帧周期为：

$$\text{Frame Time} = \frac{2 \cdot d \cdot N}{c}$$

- 帧速率 (Frame Rate) :

帧速率是每秒可以生成的图像帧数。帧速率是帧周期的倒数：

$$\text{Frame Rate} = \frac{1}{\text{Frame Time}}$$

【例1】成像深度为10 cm，有128条声传输线，最大帧周期为多少？

首先，声传输线是指超声波探头在一次成像过程中，需要发射和接收的声波路径。一次完整的超声图像（帧）由多条声传输线组成。

- 每条声传输线对应成像平面上的一条扫描线。
- 超声探头逐条发射声波，接收回波数据，形成一条扫描线的图像。

然后，超声波在软组织中的传播速度约为 $c = 1540\text{m/s}$ 。这意味着超声波在软组织中传播 1 cm 的时间为 $1\text{cm}/1540\text{m/s} = 6.5\mu\text{s}$ ，由于超声波在一次发射和接收的过程中需要往返传播，因此传播 1 cm 的往返时间是 $13\mu\text{s/cm}$ ，是超声传播的固定时间比例，适用于软组织中计算。

成像深度： 10 cm ，即超声波需要传播 $2 \times 10\text{ cm} = 20\text{ cm}$ 的往返距离。

每条声传输线的时间： 传播 1 cm 的往返时间是 13 微秒 ，因此传播 10 cm 的往返时间为：

$$\text{每条线时间} = 10\text{ cm} \times 13\mu\text{s/cm} = 130\mu\text{s}$$

总扫描时间： 每帧图像需要扫描 128 条声传输线，因此总时间为：

$$\text{帧周期 (Frame Time)} = 130\mu\text{s/line} \times 128\text{ lines} = 16.64\text{ ms}$$

帧速率： 帧速率是帧周期的倒数：

$$\text{Frame Rate} = \frac{1}{\text{Frame Time}} = \frac{1}{16.64\text{ ms}} \approx 60.1\text{ Hz}$$

2、空间概念

- **空间脉冲长度 (SPL)：**

空间脉冲长度是指超声波脉冲在空间中的物理长度，等于波长与周期数的乘积： **$\text{SPL} = \lambda \cdot \text{周期数}$**

- **深度/纵向/轴向/径向/范围分辨力：**

距离分辨力与空间脉冲长度有关，计算公式为：

$$\text{距离分辨力} = \frac{\text{SPL}}{2}$$

3、固有焦距与匹配层理想厚度

固有焦距 (NZL, Near Zone Length)：

固有焦距是超声探头发出的声束在近场区域的长度，公式为：

$$\text{NZL} \approx \frac{D^2 \cdot f_0}{6}$$

其中：

- D：晶体直径
- f_0 ：中心频率
- **匹配层理想厚度：**
匹配层厚度取决于波长，也即前文所述 $\lambda/4$

【例2】匹配层最佳厚度及其推导

2.1 从第一介质进入匹配层的反射系数

当超声波从第一介质传播到匹配层时，反射系数 R_1 为：

$$R_1 = \frac{Z_1 - Z_0}{Z_1 + Z_0}$$

2.2 从匹配层进入第二介质的反射系数

当超声波从匹配层传播到第二介质时，反射系数 R_2 为：

$$R_2 = \frac{Z_L - Z_1}{Z_L + Z_1}$$

3. 反射波的相位变化

3.1 匹配层中波的传播

匹配层的厚度为 d ，声波在匹配层中传播时会经历一个相位变化：

$$\Delta\phi = \frac{2\pi d}{\lambda_1}$$

其中 λ_1 是匹配层中的波长。

3.2 匹配层的反射波相位关系

从第一界面反射的波，其相位为 ϕ_1 。

从第二界面反射的波，其相位为 $\phi_2 = \phi_1 + 2\Delta\phi$ 。

4. 实现反射波相消的条件

为了实现反射波相消，需要满足两反射波的幅值相等且相位差为 π (180°)，即两波相反叠加。

反射幅值相等的条件：匹配层的声阻抗 Z_1 需满足：

$$Z_1 = \sqrt{Z_0 Z_L}$$

反射相位差为 π 的条件：匹配层的厚度 d 需满足：

$$\Delta\phi = \frac{2\pi d}{\lambda_1} = \pi$$

解得：

$$d = \frac{\lambda_1}{4}$$

4、带宽和品质因数

品质因数 (QF)：

品质因数是相对带宽的倒数：

其中 f_c 为中心频率，带宽越宽，分辨率越高。

三、超声成像模式

(一) A型超声

又称超声示波诊断法或幅度调制型超声诊断法，简称A型 (A-mode) 超声或A超。A型超声诊断法是将超声回声信号以波的形式显示出来，纵坐标表示波幅的高度即回声的强度，横坐标表示回声的往返时间即超声所探测的距离或深度。

- **存在一维局限性**，即探测信息量少、盲目性大
- **显示方式**：一维波形图，纵轴表示回声强度，横轴表示深度。
- **应用**：主要用于测量距离和厚度，如眼科的眼轴长度。

(二) M型超声

又称超声光点扫描法，只是在声像图上加入了慢扫描锯齿波，使回声信号从左向右自行移动扫描。纵坐标为扫描时间（即超声传播时间），横坐标为光点慢扫描时间，显示时间位置曲线图，如M型超声心动图。与A超相同，**均反映的是一维空间结构**。

- M型超声主要应用于**心血管系统的检查**
- **显示方式**：一维深度随时间变化的图像，纵轴表示深度，横轴表示时间。
- **应用**：用于观察运动结构，如心脏瓣膜的运动。

(三) B型超声

又称超声断层显像法，简称B型（B-mode）超声或B超。B型超声诊断法是**将回声信号以光点明暗，即灰阶的形式显示出来**。光点的强弱反应回声界面反射和衰减超声的强弱。这些光点、光线和光面构成了**被探测部位二维断层图像或切面图像**，即声像图。

- 可进行**实时显像**
- **显示方式**：二维灰度图像，显示组织结构的**横截面**。
- **应用**：广泛用于腹部、妇产科、心脏等部位的检查。

(四) 彩超（D超）

即多普勒法，简称D型（D-mode），是应用多普勒效应原理设计的。当探头与反射界面之间有相对运动时，反射信号的频率发生改变，即多普勒频移，用检波器将此频移检出，加工处理，即可获得多普勒信号音。目前临床应用广泛的是经过进一步发展的**彩色多普勒超声与经颅多普勒超声检测**。

模式	维数	信息
A 型	一维	幅度信息
M型	一维+时间	运动信息
B型	二维	辉度信息
心动图	二维+时间	辉度+运动
三维	三维	三维辉度
实时三维	四维（三维+时间）	三维辉度+运动
脉冲多普勒	二维+(血流+时间)	某一点的速度分布及随时间的变化
彩超（结构+血流）	二维+(血流+时间)	辉度信息+不同点的平均速度与标准差

四、图像质量

（一）超声伪像

超声伪像是由于成像系统本身或其他原因导致的图像畸变，可能会与真实的解剖结构不符。常见的超声伪像有：

- **回响（Reverberation）**：超声波在组织内部反射多次，形成重复的图像。
- **声影（Acoustic Shadowing）**：某些组织（如骨头）阻挡超声波的传播，导致后面的图像消失。
- **回声增强（Acoustic Enhancement）**：某些组织（如液体）会增强超声波的反射，使后方图像变亮。
- **折射（Refraction）**：声波在不同介质中传播速度不同，导致图像的偏移。
- **速度改变（Aberration）**：声波在组织中传播速度的变化也会影响图像质量。
- **旁瓣与栅瓣（Side lobe/Grating lobe）**：探头探测区域外的干扰信号可能会产生伪影。
- **部分体积效应（Partial Volume Effect）**：不同层次的组织混合，导致图像不清晰。
- **别名现象（Aliasing）**：多普勒超声中的一种伪像，发生在频率采样不足时。

（二）信噪比

信噪比（Signal-to-Noise Ratio，SNR）是指信号与噪声的强度比，信号越强，图像质量越好。超声图像中的噪声主要来自以下几个方面：

- **电子噪声**：设备自身的噪声。
- **斑点噪声（Speckle）**：组织内部的细微变化，导致图像出现颗粒状的噪声。
- **杂波噪声（Clutter）**：由运动、旁瓣等因素引起的噪声。

信号强度的影响因素：

- **入射超声脉冲的强度**：发射的超声波强度越高，信号越强。
- **探头频率**：高频超声波衰减更严重，深层组织的信噪比会较低。
- **聚焦方式**：强聚焦能提高焦点区域的信号强度，焦点外的信号会较弱。
- **阻尼材料**：阻尼材料越弱，脉冲越长，能量越高，信号强度增加。

(三) 空间分辨率 (Spatial Resolution)

空间分辨率是指超声图像中能够分辨的最小细节。它有两个主要方面：

- **轴向分辨率**：沿超声波传播方向分辨的最小距离。通常由超声脉冲的持续时间决定。
- **侧向分辨率**：垂直于超声波传播方向分辨的最小距离，通常由探头的聚焦方式决定。

横向、高向、纵向分辨率

- **横向分辨率 (Lateral Resolution) :**

横向/方位角的/肩并肩的/横断的/角度方向的分辨率是指垂直于超声波传播方向的分辨能力，取决于横向波束宽度 (Lateral Beamwidth)

横向分辨率=横向波束宽度

- 横向分辨率与焦点区域宽度有关，聚焦越强，横向分辨率越高。

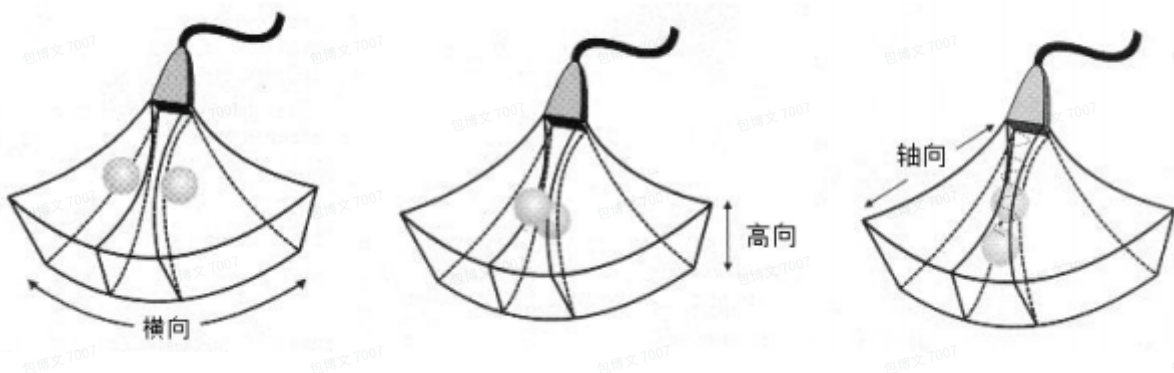
- **高向分辨率 (Elevational Resolution) :**

高向分辨率是指超声探头厚度方向的分辨能力，也取决于高向波束宽度。

高向分辨率=高向波束宽度

- **纵向分辨率 (Axial Resolution) :**

轴向分辨率=空间脉冲长度/2



(四) 对比度与对比度噪声比

- 对比度是指图像中不同组织之间的亮度差异

$$\text{对比度} = \frac{S_1}{S_2}$$

- 对比度噪声比（Contrast-to-Noise Ratio, CNR）是用来衡量噪声影响的指标。

$$CNR = \frac{|S1 - S2|}{N1 + N2}$$

其中，S1和S2分别是两种不同组织的信号强度，N1和N2是两种组织的噪声水平。

（五）时间分辨率(帧频)

时间分辨率是指每秒钟超声图像更新的次数，通常用帧频表示。帧频越高，图像更新越快，反应更灵敏。不同类型的超声技术有不同的帧频：

- **M型超声**：每次发射和接收的时间为声波传播的最大距离，脉冲重复频率（PRF）与帧频有关。
- **B型超声**：每条线的发射和接收时间由最大距离决定，所有线条的发射时间与图像帧频相关。
- **脉冲多普勒**：类似于M型超声，但每次发射接收时间也取决于最大传播距离。
- **彩色多普勒血流图**：包括B型超声和多普勒超声，帧频较低，因为需要同时处理B超图像和多普勒信号。