

超 声 显 象 的 基 本
原 理 及 仪 器

金 元

中国超声诊断情报中心

一九八五年一月

第一章 超声显象的基本原理及仪器简介

超声显象技术在医学上的应用，其发展速度是惊人的。由于它的无损伤性，检查方便，现象直接，结论明确，深受临床医生和病人的欢迎。X线CT、同位素扫描和超声显象是八十年代现代医学的三大影象诊断技术，这一观点已被国内外专家所公认。作为一个医生，弄清超声成象的基本原理及超声的各种特性，对提高诊断准确率是有益的。

超声显象仪的种类很多，就其扫描方式来说，大致分为机械式（单晶片、多晶片）、手动复合式和电子式（多晶体）三种。电子式又有线阵扫描和相控阵扫描，就其图象的性质，可分为实时和静态二种，机械式和电子扫描式显示实时动态图象，手动复合式显示静态图象。就接收的超声信号而言，可分为反射式和透射式。我们这里主要讨论脉冲回声式线阵超声成象的有关原理。

一、探头和扫描

线阵探头与单探头结构有许多是相同的，如有压电晶片、匹配层、吸声材料、导线等。所不同的是线阵探头由多个单晶片组成，结构更为复杂。如图1。早期的线阵探头，只有20个晶片（如荷兰03），现在已发展到几百片，如国产汕头CTS-18显象仪有256个晶片，日本Aloka SSD-256及日立EUB-25M都是400个晶片。这数百个晶片是由曲面压电陶瓷材料分割而成，并由若干个晶片组成一个阵元。如256个晶片，每四个组成一个阵元，共组成64个阵元。对同一长度的探头，阵元数目越多，扫描线越细，图象就越清晰、连续且富于真实感。所有阵元都是在逻辑电路控制下，用电子开关按一

定顺序周期性地发射和接收超声波的。

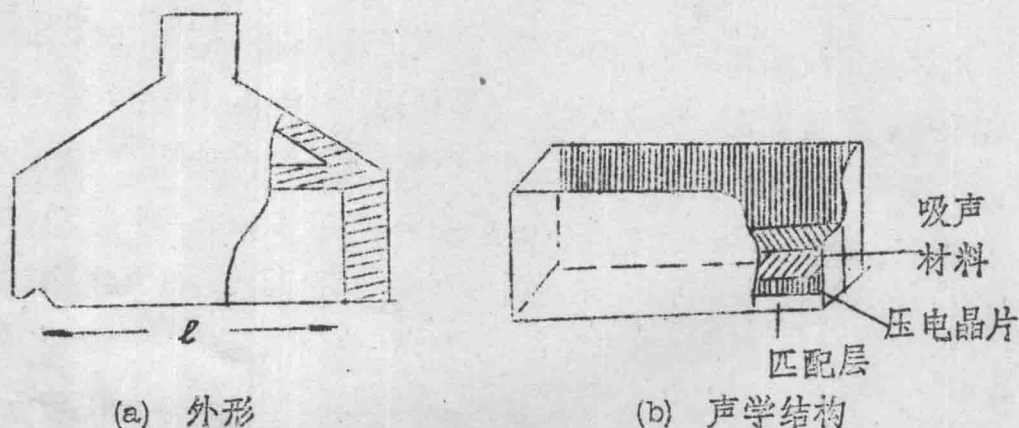


图1 线阵探头结构

不同的产品电子时序可不同。随着阵元数的增多，每个阵元的线度减小。如探头长度120mm有64阵元，则每个阵元仅2mm左右。这带来了两个问题，一方面发射声束的宽度随线度减小了，但方向角增大了，使远场声束较宽，导致横向分辨率降低；另一方面，由于换能器接收灵敏度与其面积成正比，因而接收灵敏度也降低了。为了克服以上不足，一般均采用多个阵元为一组并联发射、接收，每次移动一个阵元的方法。如64阵元探头，首先1~4作收发，然后2~5作收发，依次类推至使64阵元全部收发完毕，完成一次扫描，再多次重复进行。这样既达到声束较窄，照顾灵敏度，又保证了声象线条足够的目的。（图2，见3页）

为了进一步增加显象线数，一般把两幅图象的行扫描错开半行扫描的宽度，这样便可得到两倍线数的声象图。 77张. 87张

超声在介质中的传播过程可以用惠更斯原理来解释，此原理认为，媒质中波动传到的各点，都可看作是发射子波的波源；在其后的任一

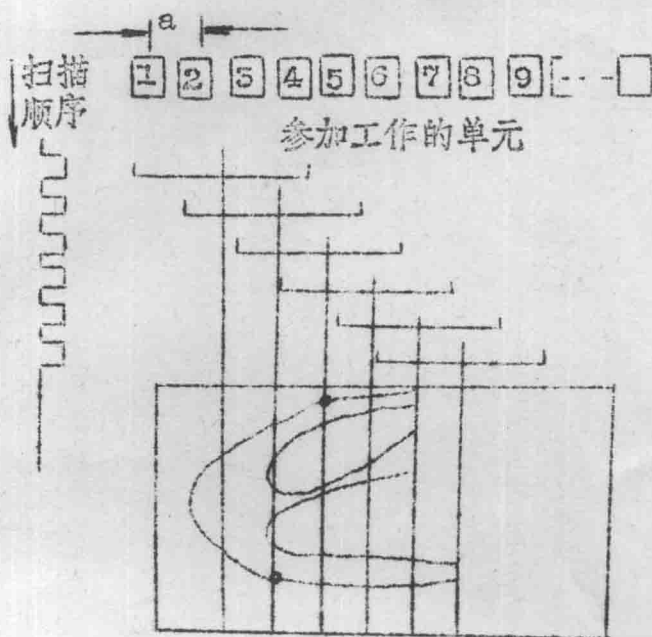


图 2 线阵扫描方式

时刻，这些子波的包迹就决定新的波阵面。如图 3 所示，一个平面型压电晶片，可认为是由许多分散的点声源形成的组合体（图中以 9 个点声源作代表说明），并认为每一小点声源的尺寸甚小于超声的波长（ λ ）。因此，以每一点为中心，形成一系列球面形子波。作正切于各子波的包迹面就得到了波阵面 1；依次类推，可以继续形成第 2、3……一个新波前。用这个原理同样可以解释线阵多晶片探头。（图 3 见 4 页）

二、脉冲超声的发射和接收

脉冲超声的发射和接收都是通过压电晶片完成的。前者利用了逆压电效应（电—声转换），后者利用了正压电效应（声—电转换）。超声脉冲回声检测技术，利用了人体组织对超声的反射和散射作用。

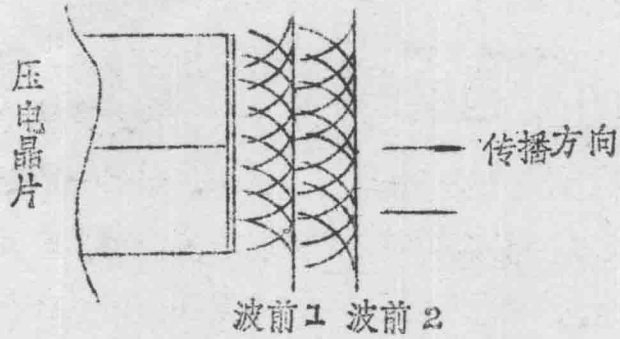


图3 超声发射的原理

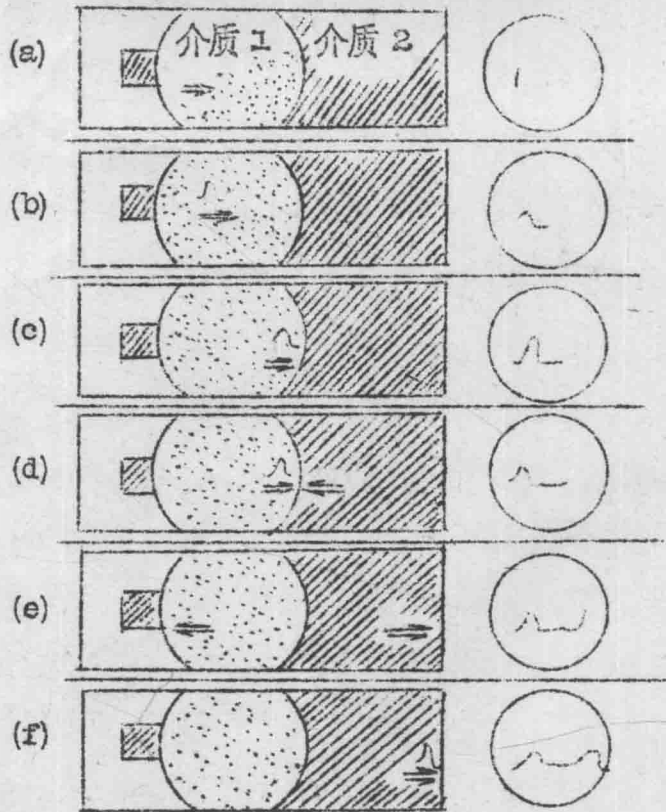


图4 脉冲回声系统的基本原理

通过检测脏器界面的反射回声，对组织进行定位，并检测组织的特性。图4 (a-f) 简洁说明了脉冲回声检测技术的基本过程。在脉冲发射的瞬间，显象屏上光点垂直偏移(a)，随后超声脉冲以恒速通过介质1，光点在显象屏上划下一条水平线(b)。经过一些时间后，声波遇到介质1和介质2分界面(c)，这时一部分声能由界面反射，另一部分穿过界面继续向前传播。当反射回声信号到达探头时(e)，换能器将回声信号交为电信号，经接收放大器放大，成为垂直偏向板的输入信号，产生轨迹的垂直偏移。这样，在显示屏上形成了二个脉冲（在B型显象屏上形成二个光点），它们之间的距离（时间）与介质1的厚度成正比。如果重复过程的速度足够快（大于20帧/秒），就可在显象屏上形成稳定的波形（或图象）。

如果能把换能器发出超声，经过界面反射又到达换能器的时间设为 τ ， τ 又称渡越时间，换能器与反射界面的距离为 S ，组织中声速为 C （常数），则有：

$$\tau = \frac{2S}{C} \quad (1.1)$$

这是超声脉冲回声定位的例子。可以想到，由于正常组织与病变组织特征阻抗不同，病变组织有可能形成异常的回声，帮助识别病兆的区域范围及性质。

脉冲回声系统主要部件的框图如图5。图中的振荡器，即同步触发信号发生器，它决定发射脉冲的重复频率，同时触发时标扫描发生器，使得显示器显示时标轨迹。发射器可以是线性功率放大器或是尖峰信号发生器，在受同步信号触发后，即发射高压脉冲信号去激振换能器，向人体发射超声脉冲；当回声信号返回时，换能器又接受返回

信号，经过去耦电容将回声信号放大检波，形成垂直方向的偏置电压，使得时标轨迹在垂直方向偏移，从而显示反射体所处位置。

脉冲回声系统中，要求超声波尽可能短，一般只有2~3周期的间隔。目前通常采用震激 (shock excitation) 技术，即把一个高压电脉冲加到压电晶体上，使其受到震激，并以共振频率振动，如图6所示。这个共振频率由晶片的性质及厚度确定。为了把脉冲间隔变短，通用的方法是在探头的晶片后面放置吸声材料，实现机械阻尼，脉冲间隔变短，也就使得仪器的纵向分辨率得到提高。(图6见7页)

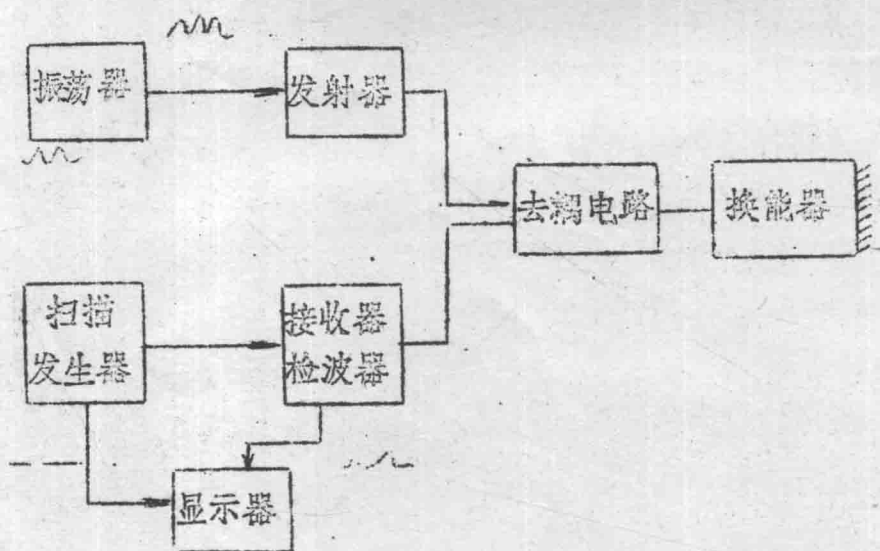


图5 脉冲回声系统主要部件图

显然，显象仪探测的最大深度与脉冲重复频率 F_p 有关； F_p 越高，脉冲间隔 (近似为 $\frac{1}{F_p}$) 越小，故探查深度越浅；反之探查深度越深。如 $F_p = 3000\text{Hz}$ 时，最大探测深度 $R_{\max} = \frac{c}{2F_p} = 25\text{cm}$ 。

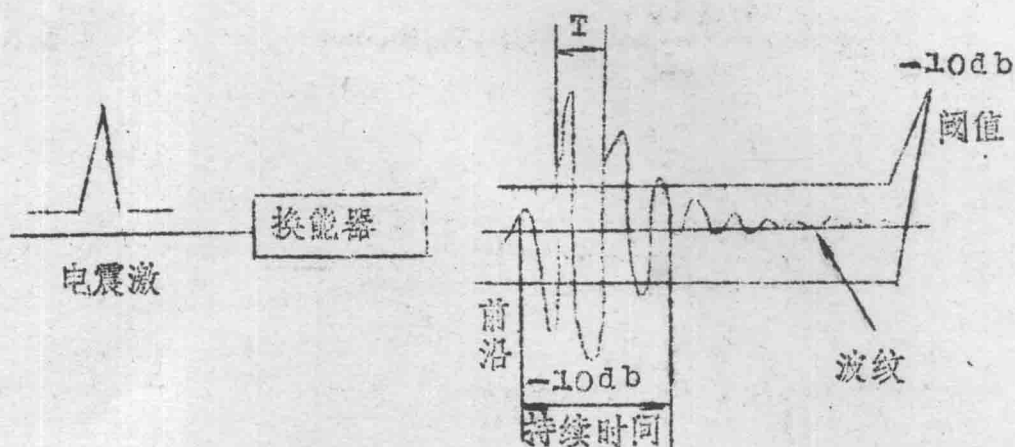


图6 震激产生超声脉冲

左边是短时间间隔的电震激脉冲，右边是典型的超声脉冲，过零频率等于 $\frac{1}{T}$ 。

三、辐射超声场

线阵多晶片探头产生的声场分布是十分复杂的。为了讨论方便，我们只研究最简单的圆形活塞所产生的辐射声场，其结果也可以近似推广到线阵多晶片探头声场分析。

1) 声束轴线上声强的分布，理论和实验都告诉我们，在声束轴线上声强分布是不均匀的，在靠近换能器表面时声强起伏变化，在离开表面一段距离后，随着距离的增大，声强减小。如图7所示。（图7见8页）

声强的最大值和最小值的位置与活塞半径 a 及超声波长 λ 有关，

$$Z_{\max} = \frac{4a^2 - \lambda^2 (2n+1)}{4\lambda (2n+1)} \quad n=0, 1, 2, \dots \quad (1.2)$$

$$Z_{\min} = \frac{a^2 - \lambda^2 n^2}{2n \cdot \lambda} \quad n=1, 2, 3 \dots \dots \quad (1.3)$$

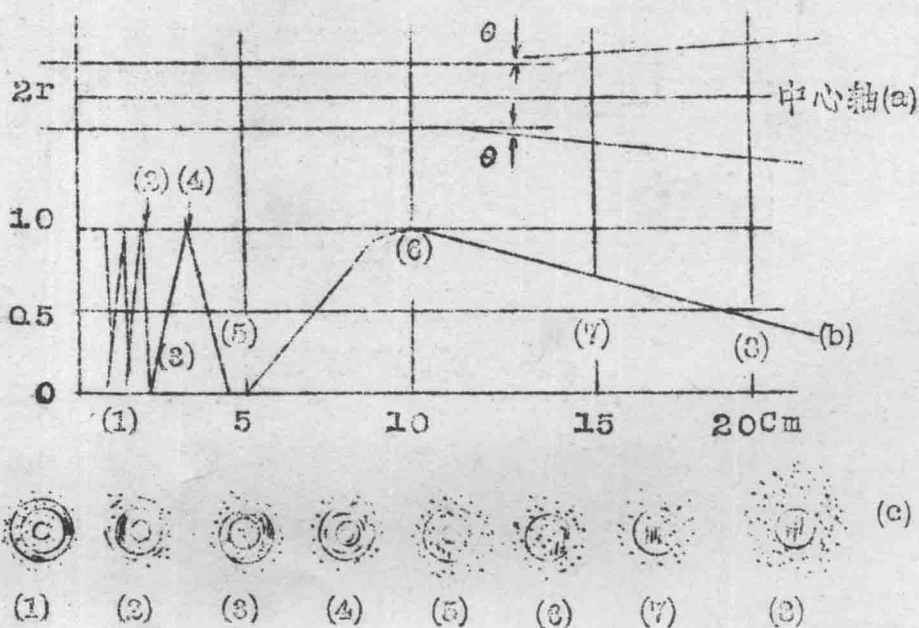


图7 1.5兆赫，半径为10cm换能器的声场

- (a)集中在换能器直径范围内的能量
- (b)沿中心轴相对强度分布
- (c)相应位置声束横截面强度分布

如 $n = 0$ (即相当于最后一个声强极大值) 时，距离活塞为 Z_N ，
则：

$$Z_N = \frac{4a^2 - \lambda^2}{4\lambda} \quad (1.4)$$

如 $a \gg \lambda$ ，则可将 λ^2 略掉，故 $Z_N = \frac{a^2}{\lambda} = \frac{D^2}{4\lambda}$

D 为活塞直径， $D = 2a$ 。

声学上，把 Z_N 以内的区域称之为换能器的近场区， Z_N 以外的区域称之为换能器的远场区。可见，近场区中声强起伏变化；远场内声强分布均匀，但逐渐减小。我们还发现，不仅轴上声强大小不同，而且声束横截面上强度分布亦有大小起伏，如图 7(c) 所示，声束截平面上声强分布为许多形状不同的同心圆环。

ii) 非轴线上的声压分布和指向性

在近场区，声强分布不均匀，但声束宽度接近相等（近似等于 D ）且平行。在远场区，情况就不同了。我们发现声强分布虽然均匀，但声束开始发散。声束除了中心的主瓣外，在主瓣旁边还有许多旁瓣，如图 8。习惯上，把主瓣与第一旁瓣间没有辐射声波的方向与声束轴线的夹角 θ 称之为半发射角或扩散角，表示声束的集中程度。显然，声束的主瓣限制在 2θ 内， θ 角愈大，声束发散愈严重， θ 角愈小，声束愈集中，因而方向性愈好。

扩散角 θ 的正弦与波长 λ 及晶片半径 a 有关，

$$\sin \theta \approx 0.61 \frac{\lambda}{a} \quad (15)$$

我们可以看到，换能器的频率愈高（ λ 愈小），半径愈大，则 θ 角愈小，即声束的指向性愈好，其能量大部分集中在轴线方向上。因此，提高发射频率也有利于改善横向分辨率。

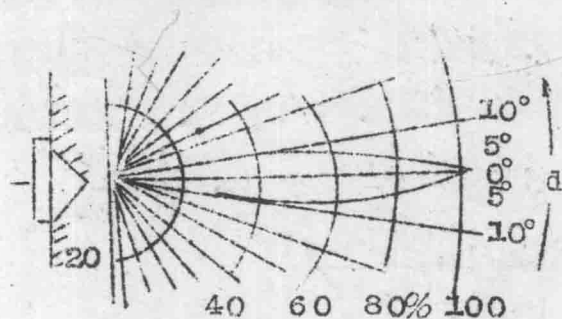


图 8 $a/\lambda=8$ 时晶片在远场的指示性

从以上分析，使我们对圆形晶片换能器的辐射场的轮廓有了一个大概了解。实际情况下的超声场是十分复杂的，它不仅与换能器的尺寸、形状、发射频率、距换能器的深度有关，而且与界面的反射、散射有关。在超声诊断中，近区声场的干扰和旁瓣对于图象的影响，是必须加以认真对待的。

电子扫描时B型成象，大多在近场区，因为这里声束集中。部分机械扫描式实时成象，一般都避开近场，采用远场区成象法。如Vidoson 757用水囊增加探头与皮肤间的距离。由于远场区声束扩散，在采用远场区成象时，必须使用聚焦声束以改善横向分辨率。

四、超声的反射、散射特性和灰阶(gray scale)编码

超声在介质中传播时，具有反射、折射、透射、散射和绕射等特性，各种超声显象仪就是利用了超声的这些传播特性研制的，如A型、M型、B型利用了反射、散射特性，超声Doppler仪则是利用了红细胞的散射特性。超声的各种传播特性与组织的声阻抗密切相关。声阻抗定义为介质密度 ρ 和此介质中声速 c 的乘积，用 Z 表示。

$$Z = \rho c \quad (16)$$

1) 反射和折射

当一束平面超声波入射到比波长大许多的介质交界面(大界面)时，就会发生反射和折射现象，如图9。平面波在大界面上的反射折射定律与光学是一样的。可以求得，当超声波垂直界面入射时，声强反射系数 α_{Ir} 为：

$$\alpha_{Ir} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (17)$$

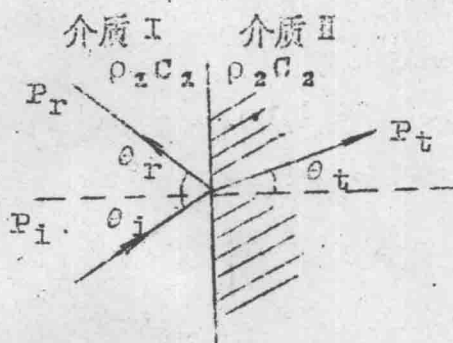


图9 超声的反射和折射

$\theta_i, \theta_r, \theta_t$ 分别为入射角、反射角、折射角

声强透射系数 α_{It} 为:

$$\alpha_{It} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

这里, Z_1 和 Z_2 分别是介质 1 和介质 2 的声特征阻抗, $Z_1 = \rho_1 c_1$, $Z_2 = \rho_2 c_2$ 。

由(17)和(18)式, 可以看到, $\alpha_{Ir} + \alpha_{It} = 1$, 说明反射超声能量和透射超声能量之和等于入射超声能量。还可看到, 如果两种介质的特性阻抗 Z_1 和 Z_2 差别愈大, 则反射的能量愈多, 透射的能量愈少。这就是为什么超声在固体-气体、液体-气体界面上反射强烈的原因; 反之, 如果 Z_1 和 Z_2 相差愈小, 则反射能量愈少, 透射能量愈多; 如果 $Z_1 = Z_2$, 即为均匀介质时, 则 $\alpha_{Ir} = 0, \alpha_{It} = 1$, 没有反射, 全部能量都进入介质 2。例如水是均匀介质, 超声波在水中传播时没有反射, 超声诊断中经常利用这一特点判别是实质性还是液性组织。应该指出的是, 决定反射大小的是组织的均匀程度, 有时实质性组织也有较均匀的情况。此时, 图象也呈现回声暗区, 已有医院

检测到实质性癌瘤呈现暗区的例子，就是证明。

11) 声波的透射

在实际的超声诊断中，我们经常碰到超声波在若干层介质中传播，即超声波要通过几层特性阻抗不同的介质传播的问题。例如为了使探头发射的超声波能进入人体，必须在探头上涂一层液化的石蜡油，就是在超声进入人体以后，还要通过皮肤层、脂肪层、肌肉层，再进入内脏。这就要求我们还要了解超声在通过层后的传播规律。

我们还是讨论最简单的情况。假定平面超声是垂直入射，通过三层介质，它们特性阻抗分别为 $Z_1 = \rho_1 c_1$ ， $Z_2 = \rho_2 c_2$ ， $Z_3 = \rho_3 c_3$ 。如图 10 所示。

我们不经推导，直接给出结果。

超声穿过介质 II 的声强透射系数由下式决定：

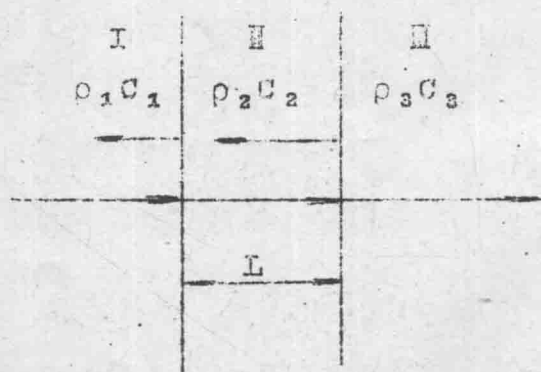


图 10 超声的透射

$$\alpha_{It} = \frac{4Z_3 Z_1}{(Z_3 + Z_1)^2 \cos^2 \theta + \left(Z_2 + \frac{Z_1 Z_3}{Z_2} \right)^2 \sin^2 \theta} \quad (19)$$

式中 $\theta = \frac{2\pi L}{\lambda_2} = K_2 L$ ， λ_2 为超声在介质 II 中的波长，L 为第二层的厚度。

下面来讨论几种特殊情况下超声通过层的传播情况。

(1) 当中间层厚度 L 比所传播的声波波长小得多, 且 $Z_1 = Z_3$ 时, 因 θ 很小, 故视 $\sin\theta \approx 0$, $\cos\theta \approx 1$, 此时 $\alpha_{It} = 1$ 。就是说, 如果薄层足够薄的话, 声波几乎可以全部通过介质 II 而没有反射。这就是为什么在超声诊断中耦合油层的厚度应该尽可能薄的原因。

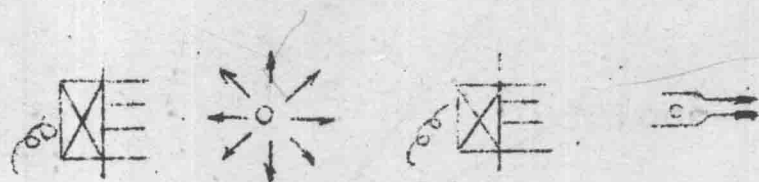
(2) 如果介质 I、II 相同, 介质 II 的厚度刚好是在其中声波半波长的整数倍时, 声波也可全部通过。这是因为 $Z_1 = Z_3$, $K_2 L = n\pi (n=1, 2, 3, \dots)$, $\sin K_2 L = 0$, $\cos K_2 L = 1$, $\therefore \alpha_{It} = 1$ 。

(3) 如果 Z_2 比 Z_1 和 Z_3 小得多, 例如中间夹一层空气薄层, 则 $\frac{Z_1 Z_3}{Z_2}$ 变得很大, 因而 α_{It} 变得很小。这就是为什么在超声诊断中一定要涂上耦合剂, 否则探头平面与皮肤间的空气薄层将使超声能量大大地衰减。

(4) 如果第二种介质的厚度为 $1/4$ 波长的奇数倍, $K_2 L = nh + \frac{\pi}{2}$ 而且 $Z_2 = \sqrt{Z_1 Z_3}$ 时, 式中分母的第一项为 0, 第二项变为 $4Z_1 Z_3$, 所以 $\alpha_{It} = 1$ 。这表示在此条件下超声能量全部透射过去。这一规律, 在制作超声探头的匹配层时, 常常得到应用。

1.1.1) 散射和绕射

如果障碍物的界面不大 (与声波波长可比) 或很小 (甚至小于声波波长) 时, 超声与障碍物相互作用后, 就会使得一部分声波偏离原来的传播方向传播, 这就是超声的绕射和散射现象 (图 1.1)。



(a) 散射

(b) 绕射

图 1.1 超声的散射和绕射

散射和绕射的重要区别在于：散射时，小障碍物又将成为新的声源，并向四周发射超声波；而绕射时，超声波仅绕过障碍物的边缘前进。散射时，探头接收到的散射回声强度与入射角无明显关系。脏器或组织内部的微小结构对入射超声呈现的散射现象，是超声成象法研究内部结构的重要根据。

界面反射的超声振幅甚高，在 $0 \sim -40\text{db}$ 之间（以软组织与空气间界面的反射振幅为参考标准 $= 0\text{db}$ ）；而散射回声的振幅为 $-36 \sim -100\text{db}$ 之间。因而，必须使用能兼顾极强与极弱信号的大动态范围对数放大器，方可获得信息量最丰富的成象效果。

早期的B型显象仪，都是双稳态的，现代超声成象仪，都采用了灰阶显示。一般显象仪为16级灰阶，也有多达64级灰阶的，如Aloka SSD-256, MK500等……图12。

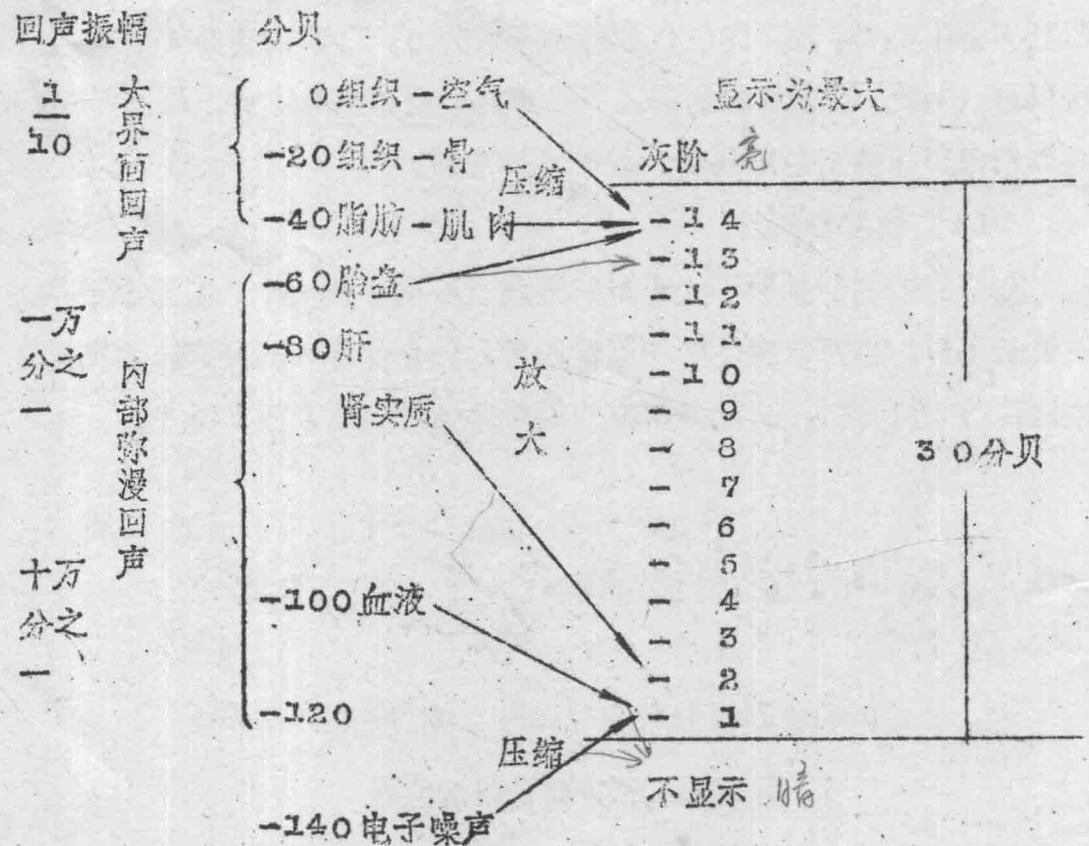


图12 不同回声振幅的灰阶编码

表示了对不同回声振幅的灰阶编码。大界面回声在 $0 \sim -40\text{db}$ 之间，给以压缩至 1 4 级灰阶显示中最亮的一级；小界面回声在 $-60 \sim -100\text{db}$ 间，予以充分展开放大，使其分布在 1 级至 1 3 级的灰阶范围内，以清晰显示脏器内部的信息； $-100\text{db} \sim -140\text{db}$ 已接近仪器电子噪声，予以压缩至 0，不予显示。由于血液中红细胞的散射回声在 -100db ，故一般的 B 型仪器不能显示血液内的信息，需要设计灵敏度更高的 Doppler 血液仪才能监测。

五、超声的衰减和时间增益补偿 (TGC) 系统

超声在介质中传播时，声强会随着传播距离的增加而减小，这种现象称为超声的衰减。导致超声衰减的主要原因有：

(1) 在传播方向上声强分散而引起的超声衰减：超声在传播过程中会产生反射、折射及散射等现象，从而使得原来传播方向上的声强减弱了。在这种情况下，超声的总能量并没有减少，而只是转移到别的方向上去了。

(2) 吸收衰减：吸收有二种情况，一种是粘滞吸收，这是由于介质质点之间的弹性摩擦造成的；另一种是热传导吸收，通过介质的热传导，把一部分热能向空中辐射造成的。吸收衰减使机械能转变为热能，故超声总能量减小。

各种原因使超声衰减的贡献是不一样的，如弹性摩擦产生的声能损耗与频率 f 成正比，粘滞吸收和热传导吸收产生的声能损耗与频率 f 平方成正比，而散射使声能的减少与频率 f 的四次方成正比。所以，超声的减少，一般可以用下式表示：

$$a = af + bf^2 + cf^4 \quad (1.10)$$

式中 a 、 b 、 c 为各项吸收系数， f 为频率。

超声诊断中，一般将衰减和吸收看成是与频率成线性关系的，故给出的数据是每厘米每兆赫多少分贝 ($\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$)，如肝脏为 $0.94\text{dB}/\text{cm}\cdot\text{MHz}$ ，肾脏为 $1.0\text{dB}/\text{cm}\cdot\text{MHz}$ 等。

声能的衰减使超声传播过程中能量愈来愈小，因此同样的反射体得到的信号也将随着距离的增加而减小，因而使深部脏器病变难以显示，这就给超声检测增加了困难。所以，几乎所有诊断机器都采用距离增益补偿电路。由于这种电路是以时间（即深度）函数予以补偿的，故又称时间增益补偿 (TGC)。其目的是使条件相同的病变于不同深度处获得甚为相近的图象表现，便于对比识别；此外，也可将深部的低回声提升，使之显现。TGC 的调节好坏对诊断关系很大，调节的原则是使图象呈现最清晰且不失真。如图 13 所示。

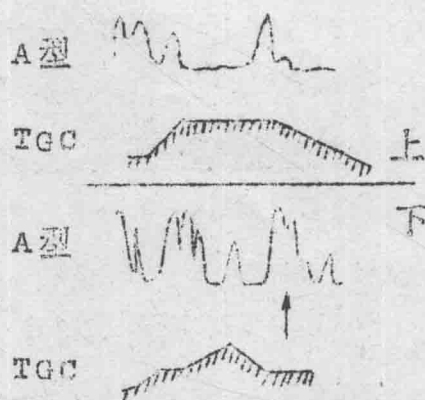


图 13 时间增益补偿系统 (TGC) 的作用。
下图的 TGC 调节合适，可显示上图中未能显示的另一反射波 (箭头所示)。

TGC 系统的缺点是失去了对组织衰减的估计，故也有人主张使