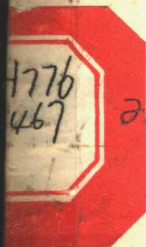


B 型超声诊断仪

原理与维修



第一章 超声波的物理基础

振动是波的起源，波动是振动传播的过程。声能以波的形式通过介质传播，称为声波。在声波传播过程中，介质粒子有平行于传播方向振动的叫纵波，也有垂直于传播方向振动的叫横波。在固体中这两种波都可能发生，但在液体和空气里只有纵波存在。

人耳能听到 $16 \sim 20000$ 赫兹振动的声波，这一段声波称可听声。按照定义，超声波是频率超过 20000 赫兹的声波，即超过可听范围的声波。实际医用诊断超声波的频率可高达数百万赫兹。

在讨论超声波以前必须先了解一些有关声波的计量单位和物理性质。医学上用的声波是纵波，实际上是一系列压缩与稀疏(见图 1)。

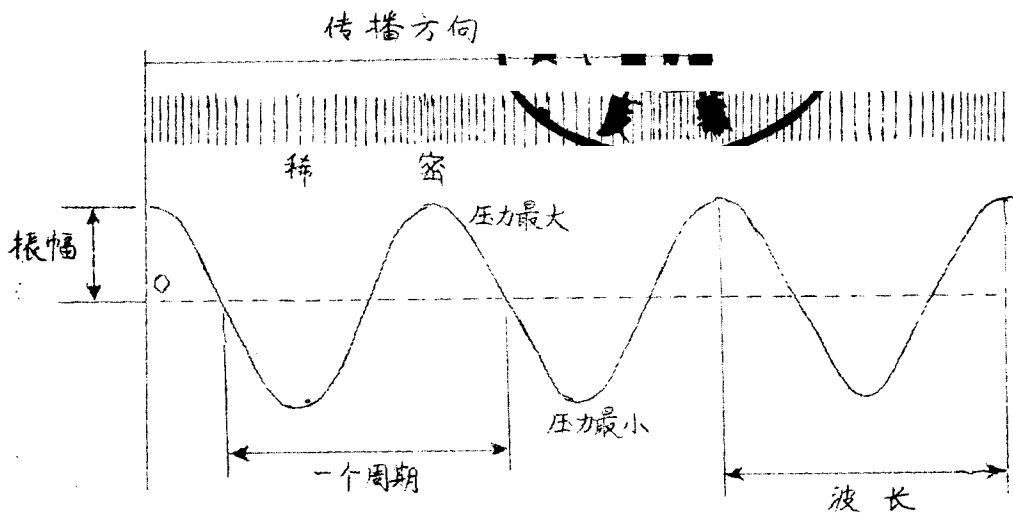


图 1 声波(纵波)示意图

常把此种压缩与稀疏变化绘成正弦曲线，顶峰表示压力最大处，波谷最低点表示压力最低处。从顶峰或波谷到平衡位置的距离称为振幅。一次压缩与稀疏即表示一个周期。周期的度量单位为时间单位，诊断用超声的周期常用微秒(μs)来表示。一个周

期的顶峰与下一周期的顶峰间的距离称为波长。波长的度量单位为长度单位，诊断用超声波的波长范围一般在0.1~1.5毫米(mm)之内。单位时间内的周期数称为频率，频率的基本单位为赫芝(Hz)，诊断用超声波的频率一般在1~15兆赫芝范围内。频率与波长成反比，频率越高，波长越短，它们之间的对应关系见表1。

表1 频率、波长、周期间关系
(波速 = 1500米/秒)

项目 \ 频率 (兆赫)	0.5	1	3	5	7.5	10	15
波长(毫米)	3	1.5	0.5	0.3	0.2	0.15	0.1
周期(微秒)	2	1	0.33	0.2	0.13	0.1	0.067
最高分辨率(毫米)	1.5	0.75	0.25	0.15	0.1	0.075	0.05

声波传过某一物质的速率即速度，常用单位米/秒。声波穿过某物质的速度与该物质的密度和弹性有关。超声波在水中传播的速度约为1523米/秒，超声波在人类软组织中的传播速度与这差不多，超声波穿过低密度的空气或高密度的骨骼时速度明显不同。

为了方便好记，我们把超声波在人体软组织中传播的速度定为1500米/秒。这样超声每传播1厘米距离约需6.6微秒时间，而在1厘米距离内来回传播一次要13微秒。这些数据是我们设计超声诊断仪的重要依据。

声波穿过一种物质的特性称为该物质的声阻抗，声阻抗的具体定义为该物质的密度与穿过该物质声波速度的乘积，常见物质声阻抗值见表2。

表2 常见物质声速、声阻抗表

介 质	声速(米/秒)	密度(克/厘米 ³)	声 阻 抗 ($\times 10^5$ 克/厘米 ² 秒)
空 气	340	0.00129	0.000439
水 (37°C)	1523	1.000	1.023
人体软组织	1500	1.06	1.590
肌 肉	1400	1.07	1.498
脂 肪	1580	0.95	1.501
骨 骼	3380	1.80	6.084

超声波在生物体内的传播有如下特点：

1. 直线传播——超声波穿过均匀介质时，呈直线传播。超声频率越高，聚束性就越好。这对于回声测距与诊断定位有重要的意义。

2. 反射、折射——超声波在介质中传播，当达到具有不同声阻抗的两种介质交界面时，产生反射与折射，如图2所示。

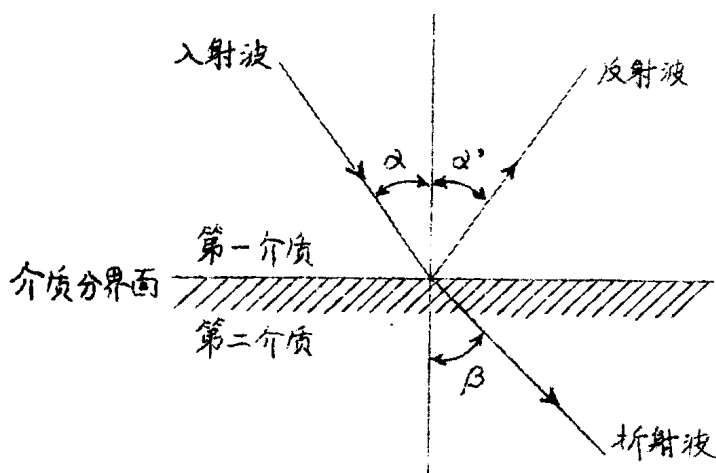


图2 超声波的入射、折射和反射

声波反射的多少与两种介质的声阻抗之差有关，即差别越大，反射越强，同时透入第二介质的声波就越少。例如用B超检查胆囊结石时，可见到其增强的光点或光团的反射，而其后方则出现声影，呈线带状，这种现象就是因为胆汁与结石二者之间的声阻抗率相差很大的原因。折射在用B超检查胆囊时也可能发生，我们除看见胆囊轮廓外，也可见到胆囊的两侧壁所产生的两条折射声影带。当声束与介质表面^不垂直时，常产生明显的折射现象，由于得不到超声信息，从而影响到诊断。

医学超声诊断中，主要依靠超声的反射来分析组织及脏器的结构、密度、大小、深度及其他有关的物理特性所构成的病理形态，从而对疾病作出判断。但不同的组织及脏器的声阻抗是不相同的。因此了解声阻抗，对超声及临床医师来讲，是很重要的。

超声的反射除与介质的声阻抗有密切关系外，与反射界面的物理特点，如光滑程度，凸凹不平及声束与界面是否垂直，均有密切的关系。如果两种组织的声阻抗差很小，它们之间边缘部分反射的波是很微弱的。例如，在肾组织和脂肪组织之间的边缘部分只有1%左右的入射能量被反射回探头方向。另一方面，在软组织与骨骼或软组织与充气组织之间的邻接部分，由于声阻抗的不连续性大，即声阻抗差较大，能反射较强的超声回波（约有40~70%的入射能量被反射）。这些较强的回波掩盖了从软组织间边缘反射回的微弱回波信号。超声声象图是否轮廓完整，边界清楚在很大程度上与声束垂直反射有很大关系。只有声束垂直投射到被检查物体的界面上，才有可能垂直地反射回来。

超声波的反射还有镜面反射与散射之分，即大界面与小界面反射。凡目标尺寸大于声束直径表面光洁时为大界面，属镜面反射模式，如心瓣膜，大脏器的光滑表面等。探头所接收到的回声强度与入射角明显相关，故不能从回声强度来判断界面两侧声阻抗的差别。凡目标尺寸小于声束^半直径时为小界面，呈散射模式。

探头所接收到的散射回声强度与入射角没有明显的相关性。不光滑的表面或组织内部的小结构对入射超声呈散射状态。

B超探测对象中最重要的是散射波，是超声成像法研究内部结构的重要依据。此种声波自表面不规则的较小物体从多方面反射而来，仅有少量声能可返回探头，回波信号较弱。但尽管如此，散射回波却时时存在，并与角度无关。大界面镜面反射就不同了，如入射波角度不合适则有可能无声波返回探头。

因为目标尺寸至少要大于四分之一波长才能引起反射，所以高频率波长短的超声波可以从较小的物体上反射回来。当目标过小时，便产生绕射现象，这不利于微小物体的分辨。

3. 吸收衰减——超声波在人体组织内的衰减是一个很复杂的物理过程。超声波在人体组织内传播时，其强度将随传播距离的增加而逐渐衰减，这种能量减少的原因可以大体分为两类，一类是由于声束本身的扩散，以及由于反射、散射等使声能分开，因而减弱。这一类原因中，声能的总能量没有减少，而只是转移到别的方向上去了。另一类是在传播中，由于介质的吸收，将声能转换成另一种能量（常见的是转为热能），而使声能减少。

在超声诊断中吸收的度量除用衰减系数外，还可以用半值层来表达，所谓半值层指的是声波从入射起衰减到一半的距离，不同频率下的半值层见表3。

表3 人体组织的半值层与频率关系

人 体 组 织	半 值 层 (厘米)	超 声 频 率 (兆赫)
血 浆	100.00	1.00
血	35.00	1.00
脂 肪	6.90	0.80
腹 壁	4.90	1.50

人体组织	半值层(厘米)	超声频率(兆赫)
肌 肉	3.60	0.80
肾	1.30	2.40
心 肌	2.10	0.80
	1.10	1.50
	0.80	2.40
	0.40	4.50
颅 骨	0.23	0.80

由上表可以看到,由于频率高的超声波可以从许多小界面散射,仅有少量声波进入身体深部。因此半值层随频率升高而减少。另外可以看到血液的衰减小半值层最大,软组织的衰减较大,肌肉更大,骨骼的衰减最大。

观察吸收衰减的现象在临床的超声诊断中和对声象图的分析也有很重要的意义。例如当观察到肝内实质性占位病变时,在其后方出现有衰减效应,这和囊性占位性病变所出现的增强效应不同。因此观察和分析病理组织对超声的吸收而产生的衰减声象图,联系临床所见,对疾病的诊断和鉴别很有意义。

由于超声波在人体组织内衰减系数是随频率增高而增大,因而采用频率越高,被组织吸收得越多,能量衰减也越大。在频率为1~15兆赫范围内,超声波被人体软组织吸收的衰减系数几乎与超声频率成正比。所以探测深部组织或厚度大的脏器时不宜使用很高的频率,对浅层组织可用较高频率。心脏和腹部用2.0~3.0兆赫,眼科可用达10~20兆赫。

在超声领域内经常用分贝(dB)这个单位来表达放大、衰减等两个值的比较。为了下面讲述的方便,我们先介绍一下这个单位。

在实际应用中，因两个同类的量，如电(声)功率，电(声)压等常需进行比较。为了计算方便，一般采用对数标度来处理。这个对数标度的单位称为贝尔(B)，常用其十分之一为基本应用单位，即分贝(dB)。

用dB表示比时，电(声)功率比是取常用对数乘以10，电(声)压比取常用对数乘以20，公式如下：

$$L_p(\text{dB}) = 10 \lg P/P_0$$

$$L_v(\text{dB}) = 20 \lg V/V_0$$

分贝值前带的正负号不是绝对值的度量，它为正值时表示比大于1(增益)，它为负值时表示比小于1(衰减)。

采用对数标度比线性标度好处多。例如某一声能经过10 cm的介质后，声功能减少10倍，而经过20 cm后将减少100倍，而不是20倍。因为在第一个10 cm距离中声功能被吸收了90%，在剩下的10%声功能又穿过10 cm的距离再被吸收90%，最后剩下的声功率只有原来的1%。在这种情况下，采用分贝作单位进行运算就可以将算术的相乘关系(上例为能量减少10×10倍)变为简单的相加关系(上例中为10 cm距离减少功率10 dB，20 cm距离功率减少20 dB)。

下面附一个简单的分贝换算表(表4)作参考，详细的换算值可查更精确的分贝换算表或用对数来计数。

表4 简单的比值、分贝数换算表

负 分 贝 数		分 贝	正 分 贝 数	
电(声)压比	电(声)功率比		电(声)压比	电(声)功率比
1	1	0.0	1	1
0.316	0.1	10	3.16	10
0.1	0.01	20	10	100
0.0316	0.001	30	31.6	1000
0.01	0.0001	40	100	10000
0.0032	10^{-5}	50	316	10^5
0.001	10^{-6}	60	1000	10^6

超声波的发射可以用机械或电子学方法产生,但医用超声诊断仪的发射全部采用电子学方法,其发射和接收采用的是压电换能器(振子)。压电物质在电场作用下发生形变,形变也可以在压电物质上产生电场,即压电效应。利用这一原理,我们在压电物质上加一振荡电压,压电物质就会产生相应的声波;相反声波也能在压电物质上产生电压信号,如图3所示。医用超声的探头一般采用钛酸铅或锆钛酸铅等压电陶瓷作材料。振子的形状有单个圆形和多元长条形阵列的,要看具体的仪器形式。

探头产生的主波为纵波,沿着与探头表面垂直的方向传播。较次要的波称为旁波或旁瓣,此种旁瓣可能形成伪差,因此要尽量减小。

简单地讲超声场在接近探头轴线的部份称为近场。在近场声束比较平行,诊断效果较好。离开探头一段距离后,超声束开始散开,称为远场,远场诊断效果较差。如图4所示。

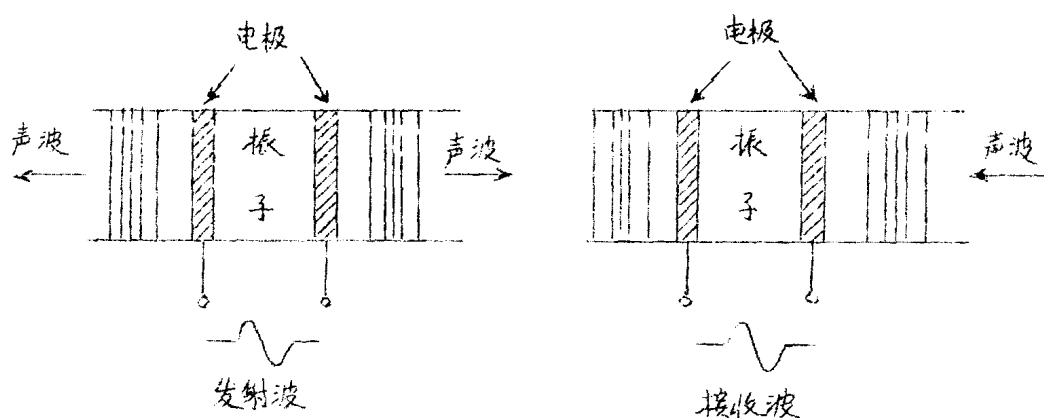


图3 超声波的发生和接收

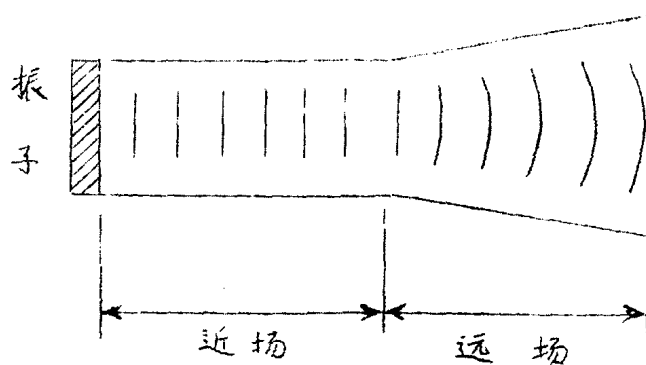


图4 单片振子的超声场

为了减少远场的散开，可以采用类似光学的方法使超声束聚焦。声聚焦的方法有声凸透镜聚焦和声凹面镜或凹面探头聚焦。见图5。也可以用电的方法使超声聚焦，这个重要的方法在以后再讲。

超声束的形状很重要，因为它决定分辨力。窄声束比宽声束为好，因为①从更局限的区域产生回声，从而减少了回声来源的多种可能解释；②具有能量更大，能产生更强的回声；③具有优良的横向分辨力。

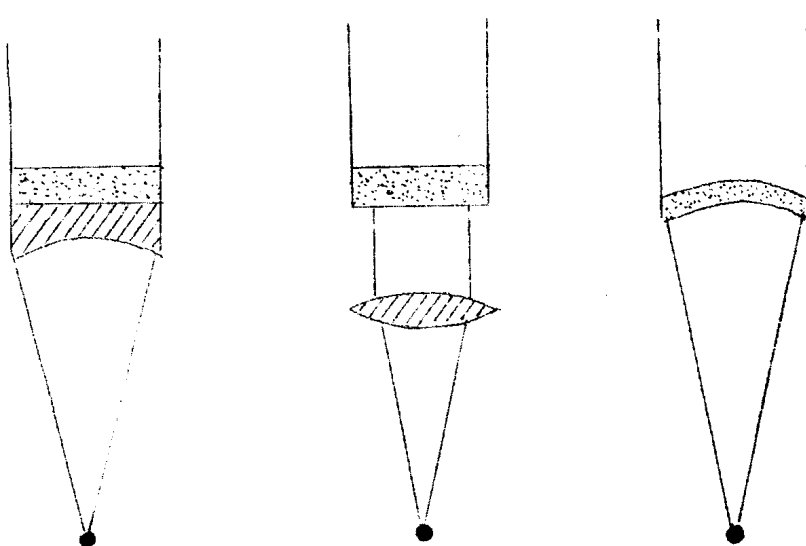


图 5 声透镜和凹面探头聚焦示意图

下面我们讨论一下分辨力的问题。B超仪器分辨能力的计量方法，通用的有两种。一种是分辨力，以能分辨清楚两个目标的最近距离来表示，以mm为单位。另一种是分辨率，以每单位长度中可分辨清楚的网格或线条数来表示，即为上述第一种表达法距离的倒数，以每厘米线数为单位。商用超声诊断仪的性能指标常以毫米数来表示（即前一种方式）。

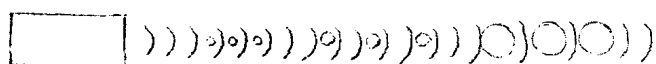
纵向分辨力，表示在声束轴线上把相邻最小的两个相邻反射点作为两个可区分的反射图形或是图象显示在荧光屏上的能力。这里用这两个相邻反射点之间的距离 ΔY 表示。

$$\Delta Y = \frac{n}{2} \cdot \lambda$$

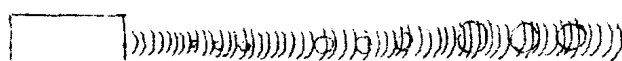
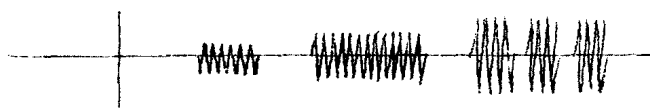
纵向分辨力与使用频率和脉冲发射宽度有很大关系。见表5。示意图见图6。

表5 纵向分辨力与频率的关系

分辨力(毫米) 频率(兆赫)	2 个 波 长	3 个 波 长	最 高 理 论 值
1	3	4.5	0.75
2.5	1.2	1.8	0.3
5	0.6	0.9	0.15
10	0.3	0.45	0.075
15	0.2	0.3	0.05



低频率超声波



高频率超声波

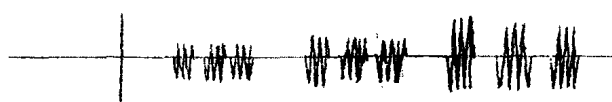


图6 超声波纵向分辨力

横向分辨率表示在垂直声束轴线（平行于扫描方向）的平面上，把相距最小的两个相邻反射点作为两个可区分的反射波图形，或是图像显示在荧光屏上的能力。横向分辨率与探头和结构和聚焦情况有很大的关系。

横向分辨率是评价仪器性能好坏的最重要指标，仪器的横向分辨率差，就不能显示脏器的小结构，图象不够细致，光点呈横向线条状。横向分辨率越差，光点的线条越长，诊断效果就越差。反之，就越好。如图7所示。至于纵向分辨率，可选用不同频率的探头来得到，一般均能达到要求，因此关系不大。

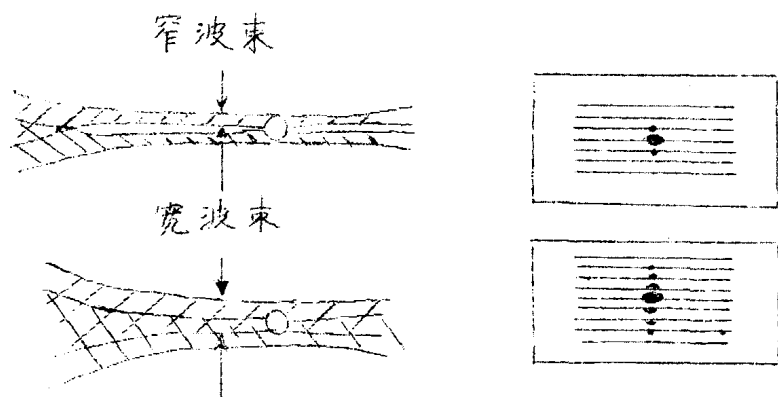


图7 超声波横向分辨率

提高探头频率可以改善纵向分辨率，但频率增高后衰减也增加，从而使声束穿透能力减弱。在权衡穿透力和分辨率时，穿透力是主要的。如果声束达不到需要检查的结构，那么分辨率也就失去了意义。一般选用能穿透至需要检查结构的最高频率。

第二章 超声诊断仪基础

把几兆赫至十几兆赫的超声以脉冲的形式发射到生物体内，再接收这一短促的声波在生物体内的反射回波，这种方法称为超声脉冲反射法。脉冲发射的持续时间仅几微秒，此后有几百微秒的时间来等待接收反射回波信号。因为发射与接收时间上并不冲突，所以超声的发射与接收是由同一个探头进行的。这种方法很早就应用在雷达技术上，只不过发射的是电磁波而已。

在超声诊断中，也有利用穿透方法或是超声多普勒法的，发射波可以是连续波或脉冲波，但绝大多数医用诊断仪器都是用脉冲反射法来工作的，所以下面我们主要讲以脉冲反射法为基础的超声仪器。

超声波以回波形式返回而激发压电原件产生电脉冲，这些电信号再送入超声诊断仪内处理。直接反射回来的声波产生的电信号是射频 (RF) 信号，射频信号充分放大后经检波处理变为视频 (VF) 信号，上述过程的波形变化见图 8。这一过程是所有超声诊断仪必不可少的处理环节，因为只有视频信号才能在显示器上得到显示。

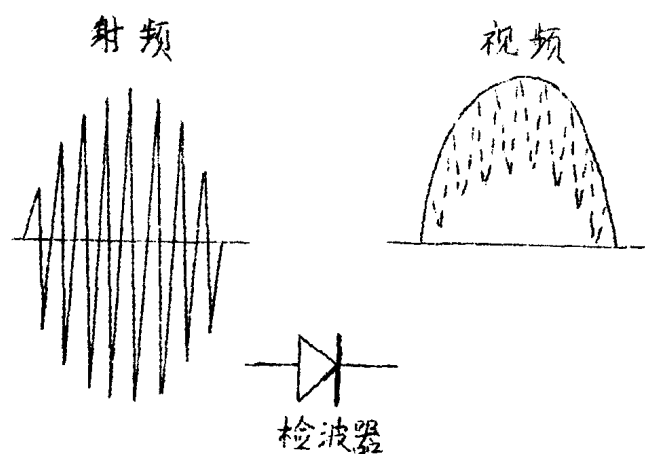


图 8 检波过程

通常还要对这种视频信号作进一步的处理，但这些处理因仪器类型而定，并不固定，后面会有详细说明。

第一节 超声诊断仪的类型

1. A型

A型显示是超声诊断仪最基本的一种显示方式，其本质是按时间（可折合成距离）显示反射回波的幅度。由于英语幅度（Amplitude）一词的第一字母为A，故称为A型超声诊断仪。显示时，在示波管上以横坐标代表时间（深度），纵坐标代表反射回波脉冲的幅度。由反射回波所在位置可测量出病变或脏器在人体组织中的深度、大小等。根据反射回波的幅度和波形，在某种程度上可推测病变的物理性质（囊性、实质性、含气性等）。其工作原理见图9。

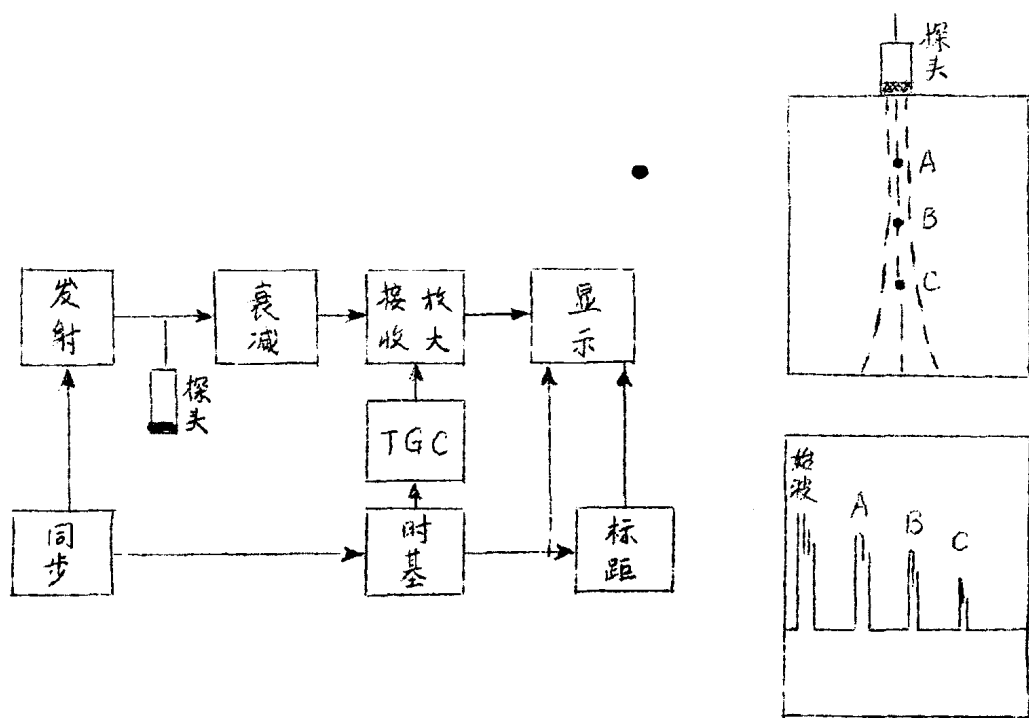


图9 A型脉冲超声诊断仪原理方框图

由于A型诊断仪显示的回声图，只能反映局部组织的回波信息，在临床诊断上缺少解剖形态，诊断的准确性和医师的临床诊断经验关系很大，现已趋向淘汰。

2. M型

M型超声诊断仪又称为超声心动图仪，主要用于心血管疾病的诊断。工作原理框图见图10。

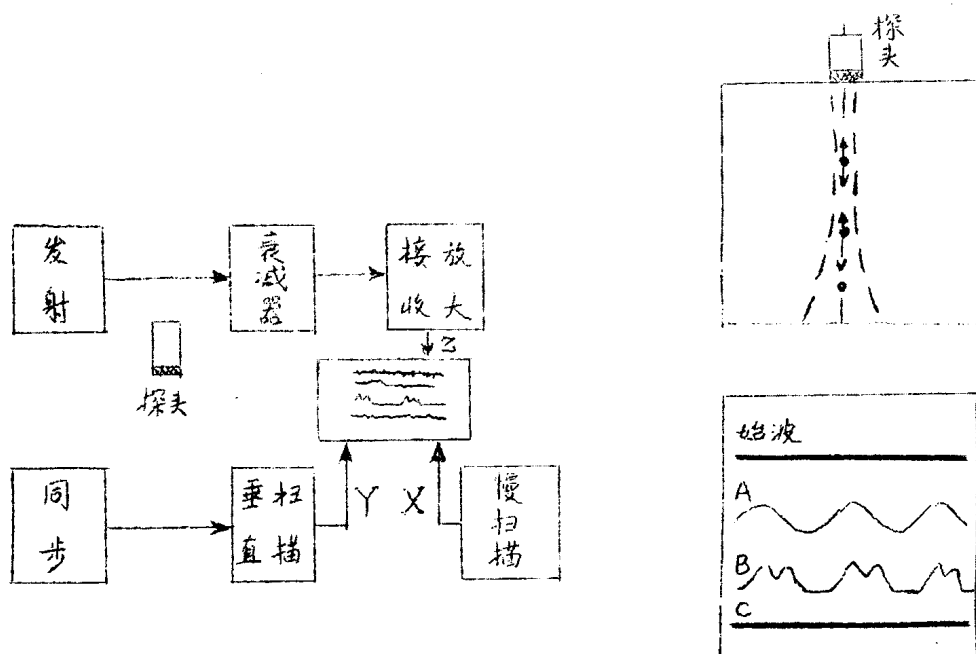


图10 M型超声诊断仪原理方框图

M型诊断仪工作原理与B型诊断仪有某些相似之处，但探测方法和显示内容不同。M型超声诊断仪主要探测运动的目标，英文中运动(Move)的第一个字母为M，故称为M型超声诊断仪。M型超声诊断仪使用时，探头固定在某一点不动，方向对准心脏的某一部分。由于心脏有节律地收缩和舒张，心脏各层组织和探头间的距离也随之改变。将接收的反射回波信号加到示波管进行亮度调制，示波管本身发生的电子束同步地从上至下运动，这时

在显示屏上会随心脏运动而显示一系列亮点。当代表时间的水平扫描从左至右均匀移动时，这一系列亮点便横向展开。纵向位置代表深度，表示探头至目标的距离，从而得到心脏运动中各层组织结构的活动曲线，即超声心动图（VCG）。

3. B型

B型超声诊断法是一种二维显象法，显示的是组织的超声断层声象图。由于本法采用亮度调制，英文中（Brightness modulation）这一词组的第一个字母为B，故称B型超声诊断法。原理框图见图11。

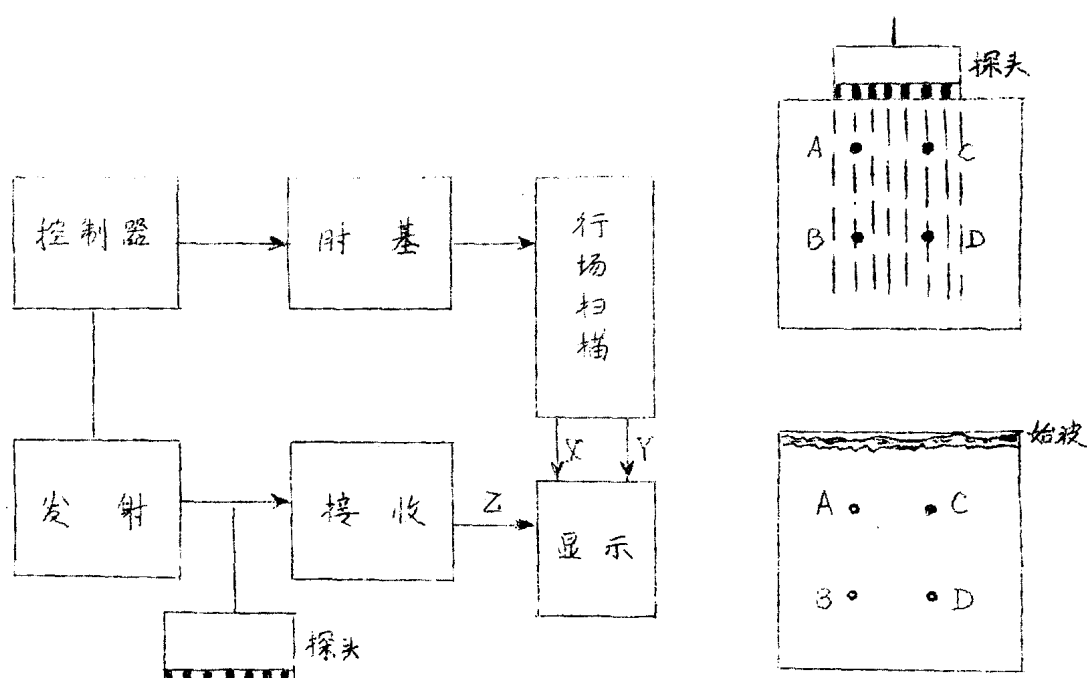


图 11 B型超声诊断仪原理方框图

B型超声诊断仪是在A型基础上发展起来的，所不同的是回波信号不是在扫描线的位置上以幅度的形式显示，而是将回波信号送到显示器的Z轴进行亮度调制，回波越强光点越亮。由于B型超声诊断仪的发射超声束是运动的（称为扫描），显示器光点

• 16 •