

第一章 超声诊断的物理学基础与仪器工作原理

近年来，由于电子工业高科技及计算机技术在超声诊断仪中的大量应用，设备的复杂与精密程度已非一般医学专业人员所能掌握。为能更好地使用仪器，最大限度地发挥仪器的功能，提高超声影像诊断工作的水平以及正确理解其诊断价值，对有关超声的物理学基础知识以及超声诊断仪工作原理的了解是必不可少的。本章将从实用角度出发，对超声物理与仪器原理进行通俗简要的介绍。

第一节 超声波的物理学基础

一、声波与超声波的概念

振动的传播称为波动，习惯称波 (wave)，可分为机械波与电磁波两类。机械波是指由于物体在平衡位置的来回往复运动而引起弹性介质的“密集”与“稀疏”交互变化与传播的物理过程。构成弹性介质的微粒 (如空气、水等) 的运动方向与波的传播方向平行时，称为纵波；反之，介质微粒的运动方向与波的传播方向垂直时，称为横波。超声波在人体组织中的传播形式主要为纵波 (图 1—1A)。

如图 1—1B 所示，机械波可简化为一个正弦曲线加以描述。正弦波的幅度表示介质微粒在振源的振动作用下密集与稀疏的程度，曲线上两个相邻的位相相同点间的距离称为波长，常以 λ 表示；一个完整的波通过曲线上某点所需的时间称为周期，以 T 表示；每秒钟通过曲线上某点的完整波的个数称为频率，以 f 表示。显然，频率与周期互为倒数，即： $f = \frac{1}{T}$ ；频率与波长的乘积代表波的传播速度，简称波速，以 v 表示；上述描述机械波的基本物理量之间有如下关系：

$$\lambda = \frac{v}{f} = vT$$

频率在 20~20 000Hz (赫兹) 的机械波是人耳所能感觉的频段，所以称之为声波；高于 20 000 Hz 的机械波，因超过听觉所能感受到的机械波的频率高限，称之为超声波 (Ultrasonic wave)；用于诊断的超声波其频率以 1~10MHz (兆赫) 者居多。

二、超声波在多种介质中的传播——反射与折射

(一) 弹性介质的声阻抗

如上所述，机械波的实质是弹性介质的微粒“密集”与“稀疏”的变化。自然，弹性介

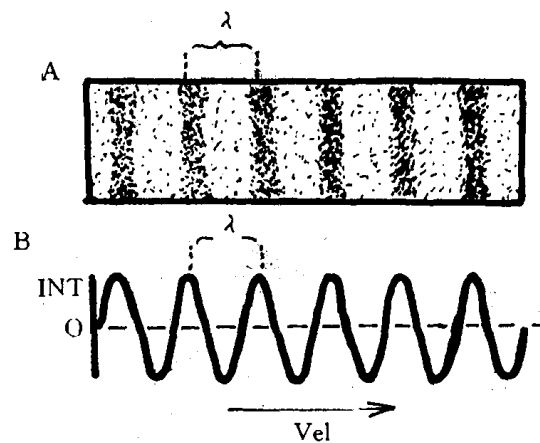


图 1—1 振动与波

INT: 振幅 Vel: 波速与传播方向

λ: 波长

质的密度（单位体积的微粒数量）与弹性是影响波的传导速度的重要因素，也就是说不同密度与弹性的介质对机械波的传导速度将不同；如人体软组织中超声波的波速约为 1540m/s，而在空气中只有 340m/s。我们把介质密度 ρ 与声速 c 的乘积定义为该介质的声阻抗，即 $Z = \rho \cdot c$ 。

（二）介质的声阻抗差与超声的反射与折射

在比较不同弹性介质的声阻抗时，引入声阻抗差的概念，即 $\Delta Z = Z_2 - Z_1$ 。当超声波在两种以上不同声阻抗的组织（介质）中传播时，由于声阻抗差的存在，在相邻的组织界面处将发生超声波的反射（Reflection）；如图 1—2 所示。超声波的反射规律与几何光学中光的反射规律一样，即入射角等于反射角。

反射波的能量由组织的声阻抗差决定。声阻抗差愈大，像液—气界面约有 99% 的入射波能量被反射；而声阻抗差愈小，如肝—肾界面，反射能量约为入射波能量的 6%。

上述超声波的反射，简称界面反射，反射波也称回波（echo wave），是目前超声诊断仪显示人体组织影像的主要成像信息。就回声影像来讲，不同的组织器官因其密度及声速的不同，故声阻抗不同，相邻组织间有声阻抗差，因而有界面反射可用于成像；但我们知道，构成某种组织的生物细胞、纤维支持组织及组织间液等的比重也有较大差异，这些不同的组织构型构成组织内部的难以计数的小界面，这些界面也有界面声阻差并能反射超声波并被用于成像。反过来讲，根据超声影像上回波信息的多少，可以对组织类型进行大致的分类：①无反射型：如各种体液（血液、胆汁、胸腹水 尿液及脓汁等）表现为无回声区（也称液性暗区）；②少反射型：如质地均匀的实质块，在灵敏度较低时，呈较暗的低回声区，增加灵敏度时，表现为细密的光点；③多反射型：如结构复杂的实质脏器，反射回波较多；④全反射型：如含气软组织肺、肠，入射声能几乎全部反射，回声信号极强。

超声波在多种介质中的传播，除界面反射外，部分声波将越过界面在后方介质中继续传播，这称为透射（transmission），如图 1—2 所示。透射后的超声波不仅能量较入射波减少，方向也会发生一定程度的改变，后一现象称为折射（refraction）。折射的程度决定于相邻组织介质的声速差，但因人体各种组织器官声速接近，习惯上将折射忽略不计，近似地把超声波在体内的传播看成以直线方式透射。

三、超声波的散射与衍射

以上所述超声波的界面反射是有条件的，即相对于超声波的波长，组织界面的直径要大的多；如界面直径远小于波长时，超声波将发生散射（scattering）。此时，小的界面变成了新

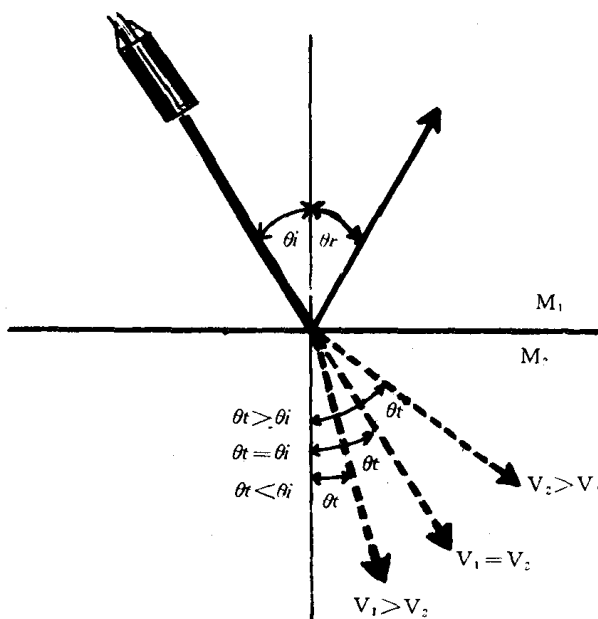


图 1—2 超声波的反射与折射

M_1 、 M_2 为介质 1、介质 2， θ_i 、 θ_r 、 θ_t 为入射角、反射角、折射角， v_1 、 v_2 为声波在介质中的传播速度

的声源，并向其周围方向发射超声波。自然，这些散射波也有少部分传播至接收器以回波方式被显示，分析这些散射回声信息是超声诊断尚待深入的领域。人体内血流中的红细胞、脏器内部微观组织构型是重要的散射源（图 1—3A）。

当组织界面的直径与超声波的波长接近时（如 $d \leq \lambda/2$ ），会发生超声波绕过界面而沿着原来的方向继续传播的现象，这称为超声波的衍射（或简称绕射），如图 1—3B 所示。超声影像中，结石后方“声影”的形成即为衍射现象的实例。

除上所述，干涉现象也是重要的声波传播特性，此处不再详述。

四、超声波的吸收与衰减

超声波在组织中传播时，一方面由于反射、散射等现象引起能量的分散；另一方面由于介质微粒之间的弹性摩擦而使声能变为热能，热能的辐射传导进一步使超声能量减少，这些引起了超声能量的吸收（前者称粘滞吸收，后者称传导吸收）。超声能量的分散与吸收导致入射超声波的能量衰减。声能衰减表现为超声影像上深部组织回声信号的减少。声能的衰减与超声波的频率成正比，此外与距离、介质的内摩擦力、导热系数与温度等均有关。

超声波传播至其强度减弱 1/2 的距离称半衰距，人体各组织中的超声半衰距如表 1—1 所示。

表 1—1 人体组织中超声半衰距

超声频率 (MHz)	组织介质	半衰距 (cm)
1.0	血液	35
0.8	脂肪	6.9
0.8	肌肉	3.6
1.0	肝	2.4
2.4	肾	1.3
0.8	颅骨	0.23

五、超声波的多普勒效应

超声波传播时遇有静止的界面，其反射波的频率与入射波相同；但遇有运动的界面时，反射波的频率将不同与入射波的频率，这一现象称多普勒效应 (Doppler effect)。反射波与入射波的频率差 (fd) 称频移，频移与以下因素有关：

$$fd = \pm \frac{2v \cdot \cos\theta}{c} f_0$$

式中 f_0 为入射波频率， c 为声速， v 为界面运动速度， θ 角为界面与发射声束的夹角。此式说明相对于声速运动且与声束的夹角 $< 90^\circ$ 时的界面反射，其频移为正值，即反射波频率增

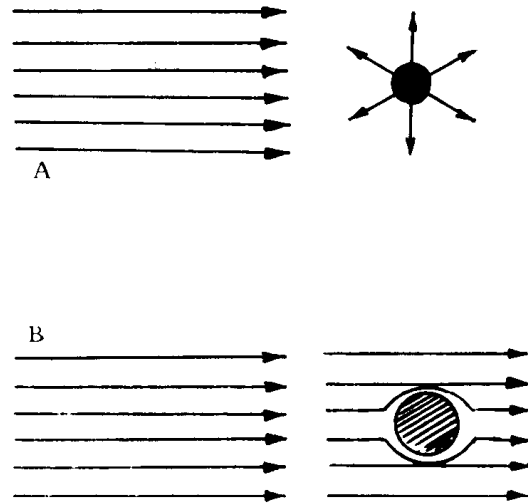


图 1—3 超声波的散射 (A) 与衍射 (B)

加；反之，与声束传播方向相同的运动界面，其反射波频率减小，频移为负；当界面运动方向与声束垂直时，频移为零。变换上式可得：

$$v = \frac{fd \cdot c}{2f_0 \cdot \cos\theta}$$

也就是说，通过频移的分析可对生物组织的运动速度、加速度及产生运动的压力、容积等变化作出测量。目前对体内运动血流中红细胞产生的散射回声的多普勒频移信息的检测，已使超声心动图学对心血管功能的判断进入精确定量水平（图 1—4）。

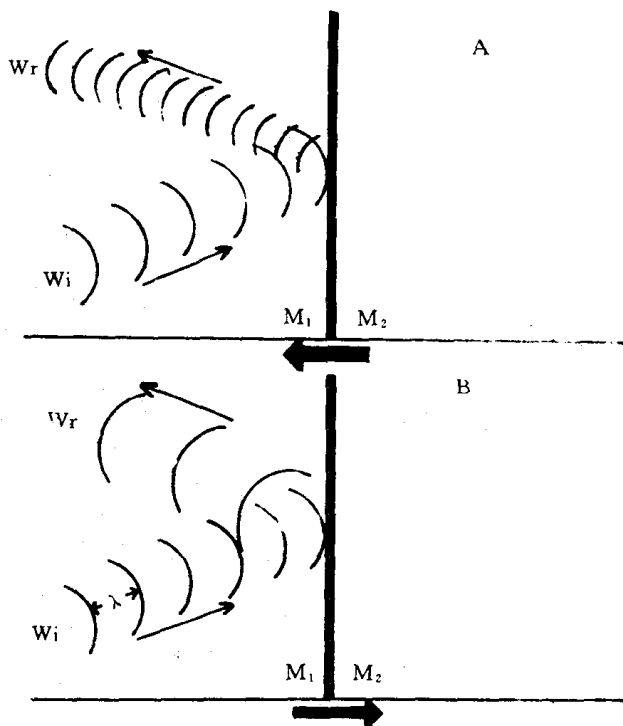


图 1—4 超声波的多普勒效应

Wi: 入射波 Wr: 反射波 M₁、M₂: 弹性介质

λ: 波长斜箭头示超声波传播方向，横箭头示界面运动方向

第二节 超声诊断仪工作原理

一台超声诊断仪，尽管外表看起来是如此复杂，但就其基本工作原理来讲，只有两个部分是最重要的：一为超声换能器，俗称探头；一为显示方式。了解了这两部分的工作原理，也就从根本上理解了超声影像的成像原理。

一、超声换能器工作原理

图 1—5 为探头的基本结构。

(一) 压电晶体与压电效应

上述探头结构中，最主要的元件是压电晶体。压电晶体是一类缺少中心对称的单晶（如石英、电气石等）或多晶材料（如钛酸钡、钛酸铅、锆钛酸铅）。之所以称其为压电晶体是因

为这些晶体材料具有产生压电效应 (piezoelectric effect) 的能力。当给压电晶体的两端施加一外力 (压力或拉力) 时, 伴随着晶体的形变 (压缩或伸长); 晶体两端将有极性相反的电荷分布 (图 1—6A), 这称为正压电效应 (direct piezoelectric effect)。反过来, 当给这种晶体的两端施加一极性相反的静电场时, 随两端极性的不同, 晶体会产生压缩或伸长两种形变, 这就是逆压电效应 (converse piezoelectric effect) (图 1—6B)。

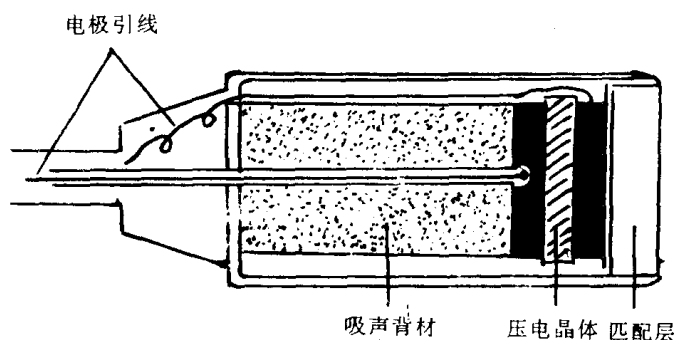


图 1—5 探头的基本结构

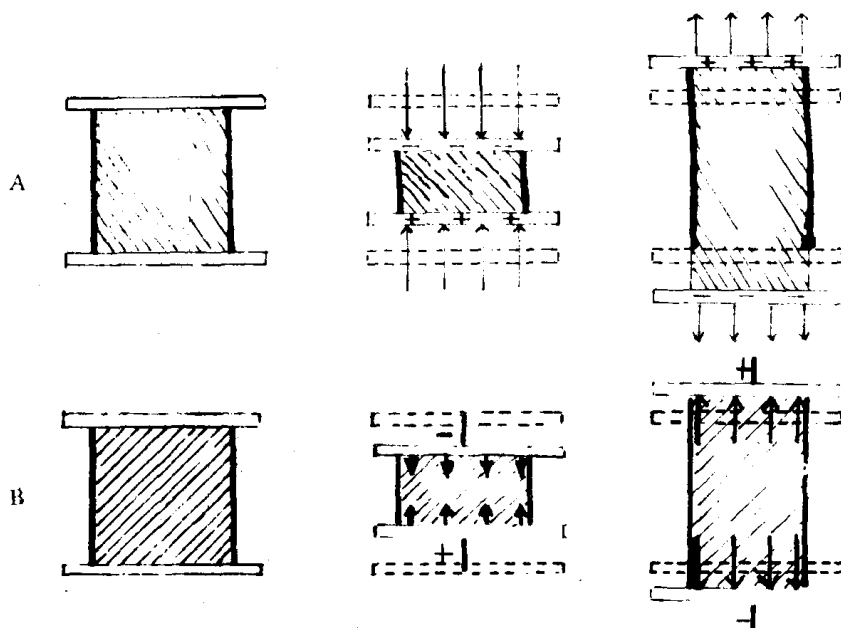


图 1—6 压电效应示意

A. 正压电效应 B. 逆压电效应

(二) 超声波的产生——逆压电效应的应用

当我们将图 1—6B 中的静电场改为极性瞬时变换的交变电场, 那么, 压电晶体的压缩与伸长两种形变会快速交替发生, 这就构成了机械振动的振源。在超声诊断仪中, 由发射电路给探头的晶体施加兆赫频率级的脉冲式高压交变电场, 于是压电晶体即以同样频率产生机械共振, 这就是探头发射超声波的基本原理 (图 1—7)。

(三) 单向传播超声波的产生

由探头的结构可知, 膜状压电晶体片的振动本来是双向传播的。但作为超声波的发射源, 我们只需要探头向单一方向发射超声波, 这就必须将朝向探头后部方向传播的超声波吸收衰减掉, 而晶体片后方的吸声背材正是为此目的而设计的, 如环氧树脂与钨粉的混合物等即是常用的吸声背材。

(四) 声场、声束及其聚焦

探头发射的超声波在弹性介质中传播时，在三维空间分布其声能，故为超声场（ultrasonic field）。单向性传播的超声波的超声场呈束状，习惯上称超声束（beam）。不同形状的压电晶体（单晶体探头）或不同几何形状排列的晶体组（多晶体列阵探头）在不同的传播条件下，其超声束的几何形状也不相同。

一般说来，距探头较近处，声束的单向性较好，称为近场；而离探头较远处，声束直径扩大，声

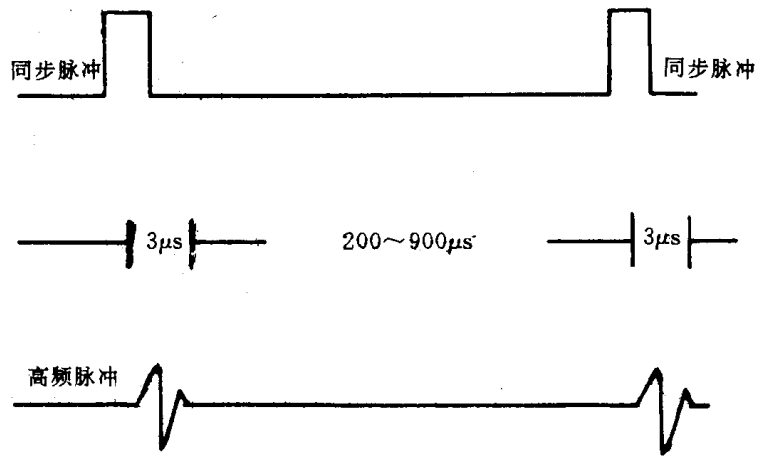


图 1—7 发射电路的高频脉冲信号

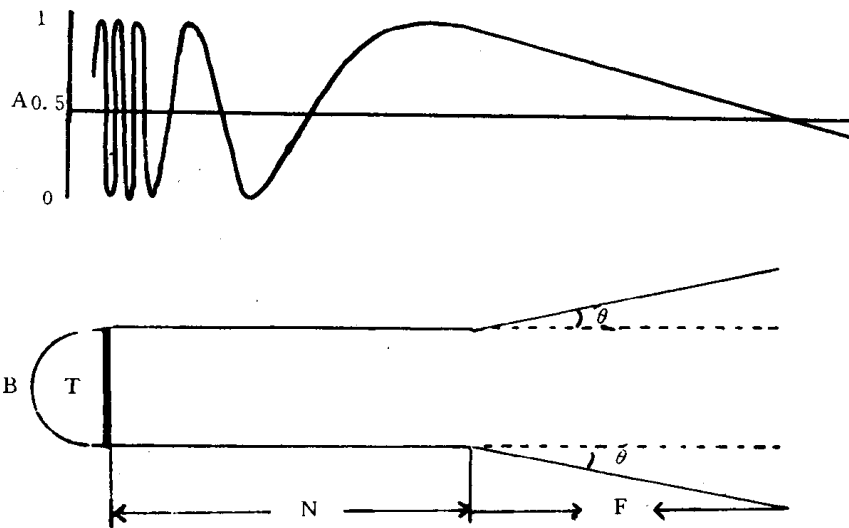


图 1—8 声束的声强度变化与指向性

N: 近场 θ : 扩散角 F: 远场 T: 探头 A: 声强变化 B: 指向性变化
能扩散，单向性减弱，称为远场（图 1—8）。

由图 1—8 可见，近场声束较为集中，指向性较好，但声强起伏变化明显，能量分布不均匀；远场声强分布较为均匀，但声束扩散，声能衰减。早期的 A 型、M 型及某些机械扫描式 B 型超声仪多避开近场声强起伏所造成的声波干涉，而利用远场声束。近年来，由于多晶片列阵探头的应用同时采用多种声束聚焦技术，因此，无论线阵与相控阵探头均利用近场声束集中、指向性好的优点。

常用的聚集技术分机械与电子式两类。如图 1—9 所示，机械式聚焦有声透镜、曲面聚焦等方式。声透镜聚焦类似于光学中应用凹镜聚焦，聚乙烯或合成树脂为常用的声透镜材料；曲面聚焦是直接把压电晶片制成凹面形，使其发射的超声波自然聚焦。

电子聚焦是利用特别设计的延时电路使发射至探头晶体列阵的激励高频脉冲，由探头的边缘至中央依次在时间上延后，从而形成曲面声束，以达到聚焦目的（图 1—10）。

（五）反射回声的接收——正压电效应的应用

由超声波的传播特性我们知道，弹性介质的声阻抗差不同，相邻介质的界面即有超声波的反射——回波。回波的反射规律与几何光学的规律相同。当探头与界面呈近于垂直的位置时，将有大量超声回波向着探头方向传播，回波的机械能作用于探头的压电晶体，将使其产生电位变化，这正是正压电效应的应用。由图 1—7 可知，入射超声波的产生是非连续性的，占时很短，所以在没有电脉冲激励的空隙时间，正好使压电晶体接收超声回波。

综上所述，由特别设计的发射电

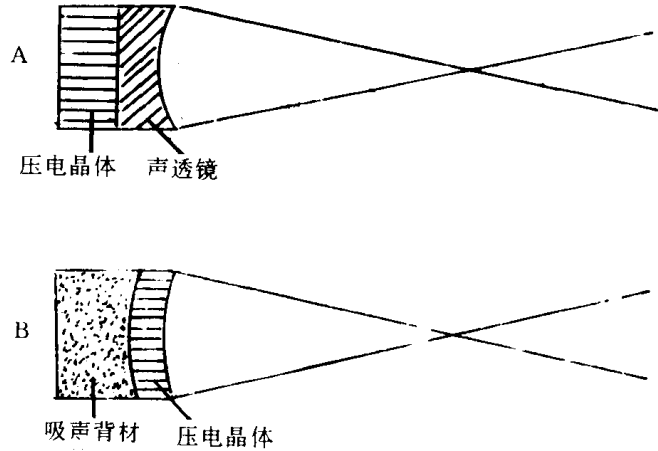


图 1—9 声透镜聚焦 (A) 与凹面晶片聚焦 (B)

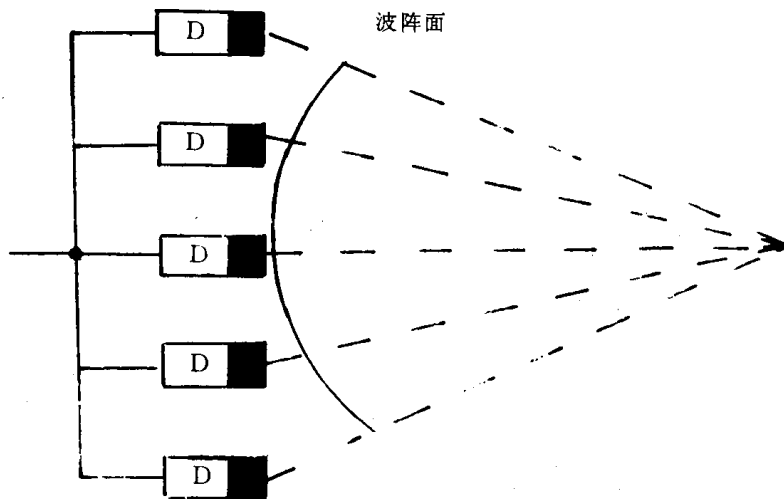


图 1—10 电子聚焦示意

路给探头施以高频交变电场，探头的压电晶体产生了超声波；经技术处理的单向声束传入人体各种组织，因遇有大大小小各种界面而引起反射回波，反射回波作用于压电晶体使其产生电位变化，这就是探头所完成的电—机械与机械—电之间能量转换的全部过程。对回波电信号进行时相性、空间性、幅值性及频率变化等多种方式的显示即形成各种类型的超声影像。

二、回声信号的显示方式

由上所述，我们知道目前所用的超声诊断仪，其成像的基本信息是超声反射回波作用于探头晶体，晶体依正压电效应产生的电位改变，仪器对这些电信号经各种复杂的处理后，将其显示于示波器或显像管上，然后，我们再分析、测量这些影像信息，并用于诊断。比较实用的回波显示方式主要有如下二种。

(一) A 型回声显示法

由图 1—11B 可见，当探头发射超声波时，声束自探头由左向右将穿超四个界面。由于各组织声阻抗的不同，所以，这四个界面所反射的超声回波的能量也不同，故经探头转换为电

位信号后，其幅值也不同。当给示波器垂直输入极板施加这一幅度信号后，就如图 1—11A 所示，界面回声信号即显示为不同幅度的脉冲波，这就是 A 型 (Amplitude mode)，也即幅度

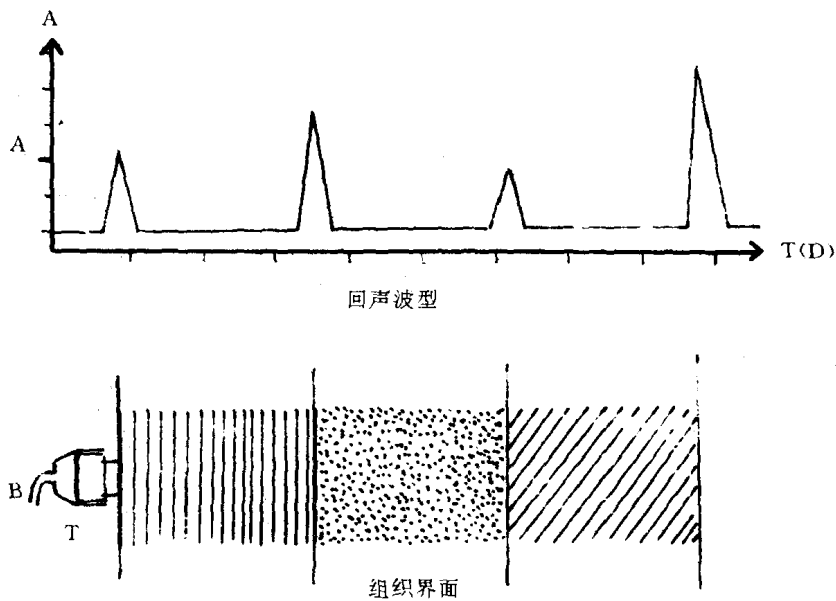


图 1—11 A 型回声显示法示意

型回声显示法。

图 1—11A 的水平显示信号是时间 T ，于是就把不同的界面回声信号得以展开；同时，脉冲波之间的时间间隔正好可转换为界面间的距离信息，这就是超声回波测距原理的应用。

如图 1—11B 所示，由于四个界面离探头的距离不等，探头接收到界面反射回波信号自然有先后的不同。自探头发射声束至接收到某界面的回波信号的时间间隔 (T) 与界面距探头的距离 (D) 及声速的关系为 $T = \frac{2D}{c}$ 。由于人体软组织声速相差无几，故可将 T 直接换算为 D ，即距离标尺进行表示，这即为超声波的回波测距原理。由此可见，准确地说，A 型回声显示为距离 (水平轴) 一幅度方式回声显示法。这种显示方式现已很少应用。

(二) B 型回声显示法

由 A 型图形可知，它只能了解一束超声所穿过的各种组织间的距离及组织界面的粗略声阻性质，显然，其应用价值有限。

为了利用回波信息进行二维成像，工程学家们首先将 A 型的幅度脉冲信号改为辉度 (亮度) 法显示，即出现了 B 型 (Brightness mode) 显示法。

由图 1—12 可见，B 型显示法以距探头不同距离的不同亮度的光点表示界面回声的强弱，即仅占用示波器一个方向的输入就显示了两种信息。这就为回声信号的二维成像与 M 型显示创造了条件。

1. 二维回声成像原理

如图 1—13 所示，当探头发射多条声束时，将有一定角度的组织切面的回声信号反射至探头，仪器将不同角度的声束与单一声束的辉度信号分别施加给示波器 (或显像管) 的水平与垂直输入极板，就构成了组织的一幅回波信号的二维 (或切面) 声像图。

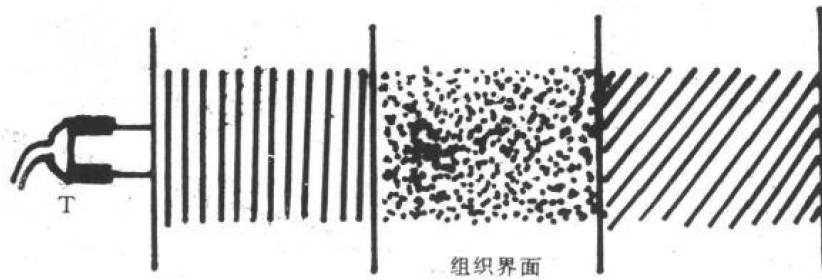
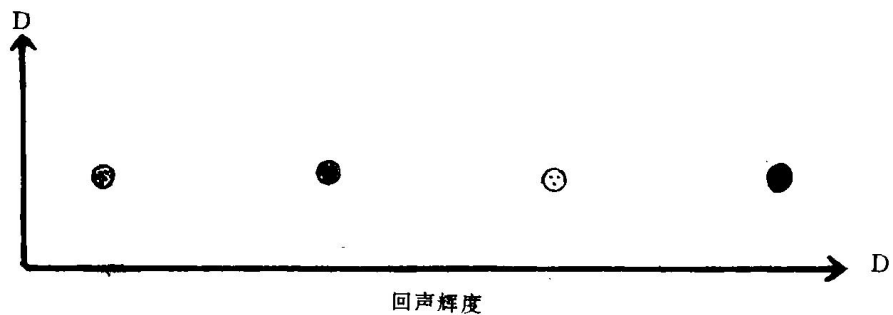


图 1—12 B 型回声显示法示意

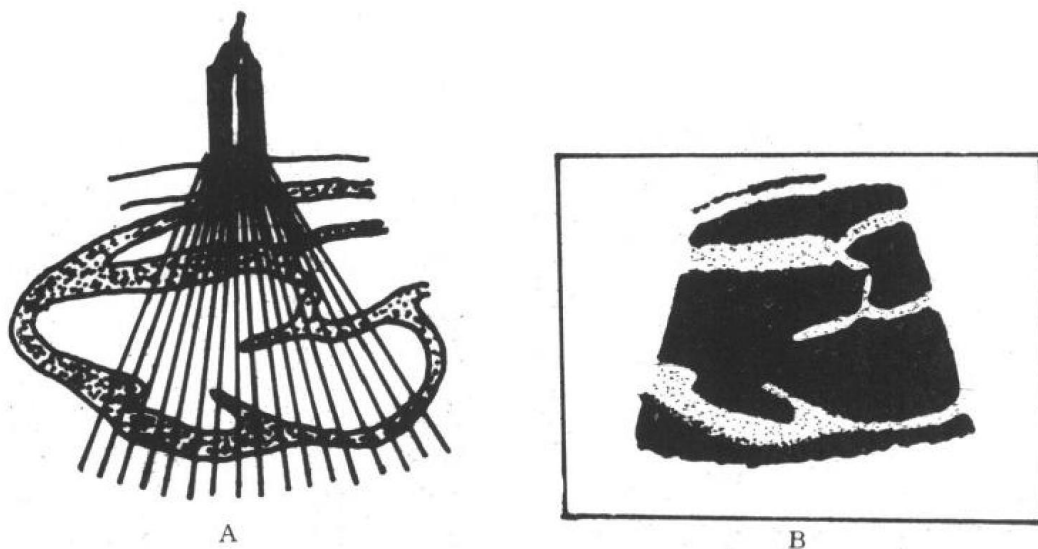


图 1—13 二维声像图原理示意

A. 多条声束扫描心脏 B. 心脏二维声像

当这种二维图像的更替频率达到一般电影或电视的速度时，我们就能够看到连续活动的
心脏影像。现在的仪器一般均可以做到这一点，所以，我们在做诊断检查时，所看到的是基本
实时的二维超声心动图。

2. M 型回声显示原理

当我们把如图 1—12A 的辉度信号加在示波器的垂直方向输入，而给其水平方向输入施
加一 25mm/s 或 50mm/s 等速度的时基信号时，示波器上出现的是某一声束所经组织界面回

声辉度与距离信号随时间变化的线条样运动 (motion) 图像 (图 1—14), 这就是 M 型回声显示方式。

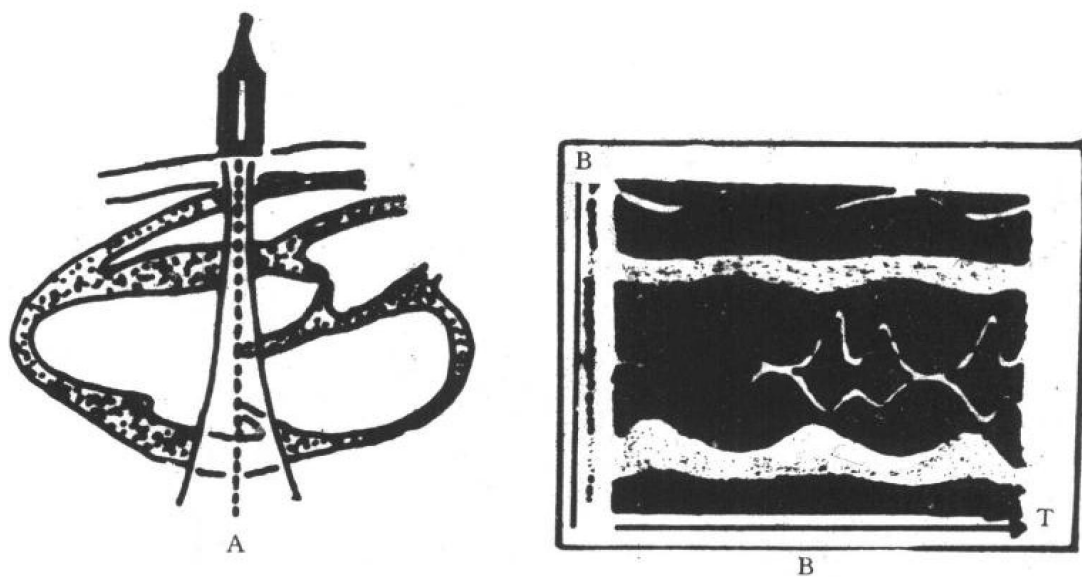


图 1—14 M 型超声心动图原理示意
A. 单一声束扫描心脏 B. 运动的心脏结构图像

M 型显示方式以心脏大血管较为多用, 临床上积累的经验也最多。

关于多普勒频移的显示方式目前主要有时间—速度 (频移) 式一维型与伪彩色编码二维型两种方式, 详见第七章与第八章。

(王利生 张树彬)

第二章 超声诊断及正确使用

如前所述，超声诊断仪的技术进展是非常快的。早期阶段曾有 A 型超声诊断、M 型及二维 B 型超声诊断仪与 D 型（多普勒）一维单功能超声诊断设备，其原理较为简单，但现多已由多功能的超声诊断仪所取代。随之而来的问题是，医学专业人员对仪器的了解程度越来越低，掌握的水平越来越差，致使不少单位虽有很好的设备，但不能充分利用；另一方面是对仪器调节使用不适当而使诊断的准确性偏低甚至发生误诊。为此，本章简要介绍主要用于心脏的超声诊断仪及其正确使用方法。

第一节 超声诊断仪概述

从实用角度出发，超声诊断设备可分为心、腹等多脏器、多功能和心脏或腹部及其他器官单用两类机型。就仪器设计及使用方面考虑，我们以为，根据不同的检查目的，宜选购单用型机型。

适用于心脏的超声诊断仪，至少应带有连续波和脉冲波一维多普勒及二维与 M 型多种显示功能，若条件允许，则以中、高档彩色多普勒心脏超声诊断专门设备为佳。目前这类设备国内生产能力及水平有限，多数使用中的设备均为进口产品。以探头及超声波发射系统的工作原理区分，有相控阵扇形扫描及机械扇形扫描两类机型，前者如日本 Aloka、东芝及日立公司，美国惠普、ATL、Acuson、Diasonic，德国西门子公司等均有系列产品；后者有 ATL 公司、Diasonic 及澳大利亚 Ausonic 等公司产品。新近采用的环阵相控扇形扫描技术（annular phased array），既取机械扇形扫描声场特性好的优点，又采用电子相阵扫描可动态聚焦的优点，其回声质量较好，如我们所应用的挪威 Vingmed 系列彩超仪即为该种技术产品（图 2—1）

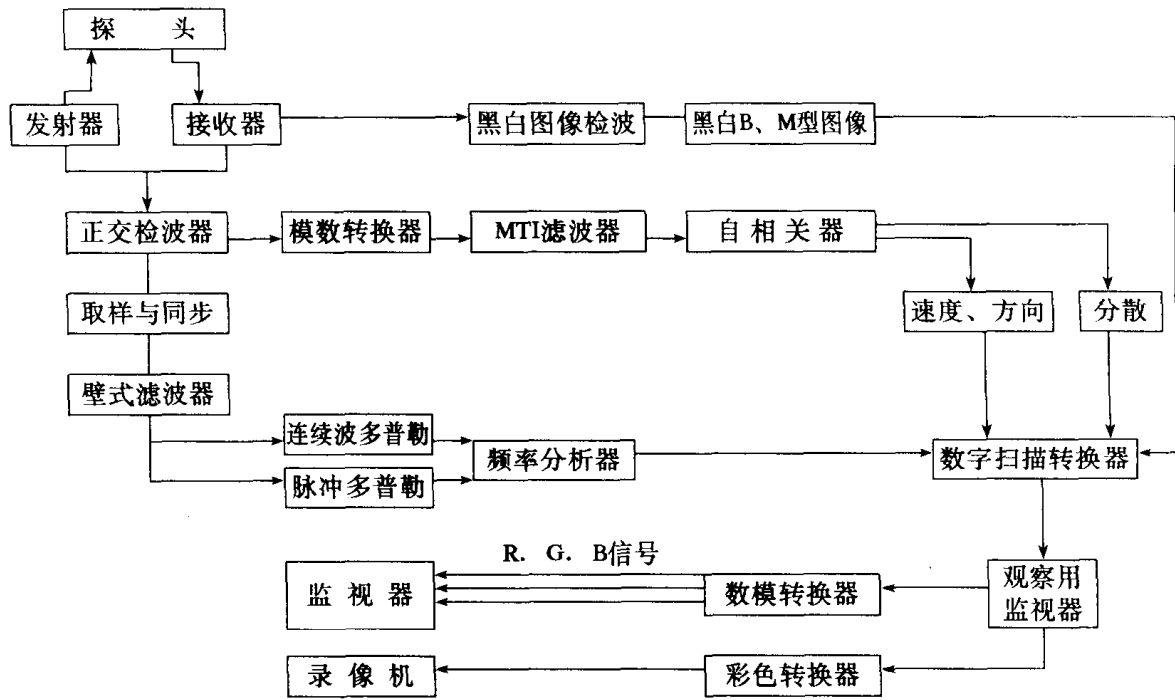
一、超声诊断仪的系统组成与信号流程

以目前多用的各种彩超仪为例，尽管其生产厂家与仪器类型诸多不同，但其系统组成与信号流程均大同小异。

如图 2—2 所示，系统组成基本上为二维 B 型显像与二维彩色多普勒血流显像两大部分。



图 2—1 Vingmed—800C 彩超仪



注：MTI滤波器为运动目标显示滤波器，R. G. B信号指红、绿、蓝信号

图 2—2 超声诊断仪系统组成与信号流程示意

二、超声诊断仪主要质量评价指标

一台超声诊断仪的技术参数可能很多，但就 B 型一维或二维显像而言，以仪器的分辨率 (resolution) 最为重要。所谓分辨率是指辨别图像上两点间的最短距离。一般评价超声诊断仪有横向、纵向与厚度三种分辨率指标。

(一) 横向分辨率

又称侧向分辨率、水平分辨率或方位分辨率。其含义为仪器辨别与声束轴线垂直的平面上的两上物体的能力，以声束恰好能够加以分辨的两个物体的距离来评价。横向分辨率好，图像细腻，细微结构显示清楚，故图像质量的主要技术参数为横向分辨率。 $<2\text{mm}$ 横向分辨率为佳。

(二) 纵向分辨率

又称深度分辨率、轴向分辨率或距离分辨率。其意义为辨别声束轴线上两种物体的能力，也以恰好能够加以分辨的两种物体之间的距离来量度。一般 B 超仪，纵向分辨率均可达 1mm 左右。

(三) 厚度分辨率

厚度分辨率指探头厚度方向上声束的宽度，其意义指超声图像显示的切面影像实质上具有一定厚度的组织切面的回声信息的叠加图像。厚度分辨率低可呈现某种假象。

仪器的各种分辨力受探头晶片形状、发射频率、聚焦能力及组织距探头的距离多种因素限制。对于 B 型超声分辨率的评价，目前已有专门测量设备及计量校验标准，一般可请计量检测部门协助。

对脉冲、连续波及二维彩色血流显像系统的质量评价，尚无专业的设备及统一的标准。从理论上说，多普勒技术是反映心血管内血流动力变化的间接技术，故所谓质量好坏首先应以

其反映血流动力指标的真实性、可靠性为原则，兼以对瞬时变化的显现能力（灵敏度）与视觉效果的评价，但所有评价工作均应以标准的探测技术为基础。

三、超声诊断仪的主要技术指标

目前，商品化的心脏彩超仪已有 10 余种之多。不同厂家、公司的产品其技术指标不尽相同，加之仪器类型及内部设计各有特点，故很难通过这些技术指标进行相互间的比较。各应用单位一方面参考厂商提供的技术指标，一方面应根据自己的应用经验及现场操作结果评价仪器。以下所附为 Vingmed—800C 彩超仪技术指标，以使读者对该类参数有一初步了解。

附：Vingmed—800C 彩超仪技术指标

1. 二维及 M 型成像：

二维成像规格：

- 64—128 通道，可选
- 512 取样点/每通道
- 扇扫角度：45°，60°，70°，80°及 90°
- 时间分辨力：18ms—最大
- 256 级灰阶

M 型规格：

- 100 线，256 取样点/每线
- 时间分辨力：5ms
- 256 级灰阶或用户设计彩色

二维及 M 型性能：

- 发射聚焦：自动可选
- 接收聚焦：四区动态聚焦，自动图形
- 动态范围：>96dB/通道
- 增益：TGC 60dB/范围
- TGC 系统：8 点滑动轨
- 可变频率范围：探头中心频率 正负 20%

二维及 M 型控制：

- 扇扫角度：45°，60°，70°，80°及 90°，用户可调
- 深度：16 步阶用户可调，深度 2.5~30cm
- 动态压缩：15 水平用户可调
- 抑制：15 水平用户可调
- 图像增强：11 水平用户可调
- 声输出功率：7 个水平用户可调
- 扫描速率：2，4，8，16s，用户可调
- 投射/分辨力：可变发射及接收频率

2. 彩色血流成像：

彩色血流图规格：

- 32—64 通道，系统可选

—血流角度：20°，30°，45°，60°及70°

—时间分辨力：18ms—最大

彩色 M 型规格：

—400 线，256M 型取样点/每线

—时间分辨力：5ms

彩色血流及 M 型性能：

—TGC 增益：28dB 范围

—128 距离选通/每通道

—128 彩色应用

—最大脉冲重复频率：5.0MHz

—帧幅率：非高帧幅率：25 帧/秒 (NHFR)；

高帧幅率：最大可达至 55 帧/秒

最大血流速率/彩色 M 型控制

—质量：每个血流向量取样点脉冲数，8 水平可调

—低速抑制：8 步阶用户可调，220~1500Hz

—取样容积大小：6 个步阶可调，0.39~1.54mm

—取样窗（血流）大小：5 个步阶：49~197mm，沿 30cm 轴距用户可选

—扇扫角度：20°，30°，45°，60°及70°，用户可选

3. 多谱勒频谱成像：

多谱勒频谱规格：

—400 线，每线 256 像素

—时间分辨力：5ms

—多谱勒类型选择应用：低脉冲重复频率，高脉冲重复频率，连续波多谱勒

—256 级灰阶，用户可选彩色

多谱勒频谱性能：

—脉冲型（高脉冲重复频率及低脉冲重复频率），脉冲重复频率：4~47KHz

最大深度：17.3cm

最大速率：10m/s（2MHz 探头）

深度分辨力：0.1mm

—连续波型：全部为环阵探头；最大速率：16.0m/s

—多谱勒频谱分析器：

频谱增益：28dB 范围

复合付立叶转换器

带动态跟踪抑制的自动增益控制

256 显示点（垂直）

1 毫秒最小计算时间

频谱数据时间平均值：7~49ms

最大频谱多谱勒控制：

—扫描速率：2，4，8，16s，用户可调

—取样容积大小：15 步阶，0.8~22.5mm 用户可选

- 低速抑制：12 步阶 120~1270Hz
- 动态压缩：8 个水平，用户可调
- 角度校正：最大 80 度，用户可调
- 65 步阶，全部垂直范围基线移动

4. 测量及分析跟踪功能：

总体：

- 全部二维，M 型及多谱勒测量以及计算软件包
- 系统运行增强测量功能
- 脱机计算录相带重放中简化测量指标输入
- 自动报告系统
- 全部用户注解及文本
- 美国或米制单位

心脏二维

- 长度，面积，周长，容积（用长度/面积及 Simpson 单平面法计算）

心脏 M 型

- 距离，时间，斜率，LV/RV，LA/AO，MV 研究，LA/AO 比率，射血分数及小轴缩短率

心脏多谱勒

- 双定位游标自动读出血流速率，压力时间及加速度值
- 包络划记功能自动显示：最大血流速率，平均血流速率，最大压力阶差，平均压力阶差，速度时间积分，心率及心输出量
- 用面积计算压力半降时间
- 连续方程应用：用速度时间积分及最大血流速率计算主动脉瓣面积；
用速率时间积分计算二尖瓣口面积

心血管方面

- 距离，距离狭窄率，面积，面积狭窄率，速率，速率比值，血流加速度，时间平均速率脉动指数，阻力指数，收缩/舒张比值及带宽测量

5. 电影回放：

二维扇扫/彩色血流图像

- 卷积回放：最后 192 秒的二维及彩色血流帧幅
 - 数字图像回放：任意 2 秒卷积回放
 - 后处理：彩色血流叠加（开/关）；压缩及抑制
- 最后的 40 秒多谱勒频谱重放：
- 后处理：压缩及抑制，基线移动，可变扫描速率

M 型：最后 10 秒重放

- 后处理：压缩及抑制，可变扫描速率

彩色 M 型最后 10 秒重放

- 后处理：压缩及抑制，可变扫描速率

6. 系统显示及显示格式（两个 14 寸高分辨力 RGB 显示器）成像显示：

- 全幅显示，二维，M 型，彩色血流，彩色 M 型及多谱勒频谱

- 双功能显示：时间运动或二维优先显示，二维及多谱勒频谱，二维及 M 型
 - 多功能显示：时间运动或二维优先显示，二维及彩色血流多谱勒以及多谱勒频谱
 - 用户可选多幅彩色血流图
 - 异常血流指示器（开/关）
 - 标准或增强 M 型
 - 放大功能：用于二维，M 型，彩色血流及彩色 M 型方面
 - 放大间距：2.5, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 14, 16, 18, 20 及 24cm
 - 冻结功能：双功能及多功能显示中的二维图像冻结
 - 温控功能：采用食道探头及心外膜探头时的内装探头温控功能
 - 左右翻转功能：在单功能，双功能及多功能二维，M 型及彩色多谱勒显示中的左/右翻转
 - 上下翻转功能：在单功能，双功能及多功能二维，M 型及彩色多谱勒血流图像的上/下翻转功能
 - 频谱血流方向翻转（指向及背向探头）
 - 彩色血流方向翻转（指向及背向探头）
 - 透射/分辨力相关频率选择
 - 频谱多谱勒速率（m/s）或频率（KHz）
 - 二维及彩色血流帧幅率显示
 - 左/右翻转探头—翻转方向指示器位置
 - 扫描平面指示器—用于多平面食道探头
- 生理跟踪显示：
- 具有心电单触发及双触发式心电图，可在心动周期的任一点触发定位
 - 心音图
 - 外设 2 个跟踪附件
 - 频谱跟踪，平均血流速率，最大正向血流速率及最大负向血流速率及幅度
- ### 7. 探头
- 探头规格：全部成像探头均采用环阵技术：
- 用于二维，M 型成像
- 低脉冲重复频率，高脉冲重复频率及连续多谱勒频谱成像，彩色血流及彩色 M 型成像所有探头采用：
- 可变图像及多谱勒频率带宽
 - 动态图像聚焦
 - 可变连续，脉冲及高脉重冲重复频率多谱勒
 - 经胸部探头：

成像中心频率 (MHz)	多频成像范围 (MHz)	多谱勒频率 (MHz)	探头直径 (mm)
2.35 成人	1.90~2.80	2.00 及 2.50	17.00
3.25 成人	2.60~3.90	2.50 及 4.00	15.00
5.00 小儿	4.00~6.00	4.00 及 6.00	15.00
7.50 新生儿	6.00~9.00	6.00	11.50

成像中心频率 (MHz)	多频成像范围 (MHz)	多谱勒频率 (MHz)	探头直径 (mm)
— 经食道探头:			
5.00 成人	4.00~6.00	4.00 及 6.00	11.50
5.00 成人多平面	4.00~6.00	4.00 及 6.00	10.00
5.00 小儿	4.00~6.00	4.00 及 6.00	8.10
6.50 新生儿	5.20~7.80	6.00	5.00
— 其他特殊探头:			
5.00 心外膜	4.00~6.00	4.00 及 6.00	11.50
3.75 胎儿—腹部	2.60~3.90	2.50~4.00	20.00

— 独立多谱勒探头: 应用频率: 2.0 及 6.0MHz

每个探头均支持所有多谱勒频谱

类型: 低脉冲重复频率, 高脉冲重复频率及连续波多谱勒

第二节 超声诊断仪的正确使用

一、掌握超声诊断的物理学基础与仪器原理

这是非常重要的, 我们不能设想一个不懂超声波的物理学基础及诊断用超声仪器基本工作原理的人能正确使用仪器并对各种影像特征做出科学合理的理解。所以, 我们建议无论是专业超声诊断人员或临床医师, 均应花一点精力对上述物理与仪器原理进行认真地学习。

二、掌握所用仪器的功能特征及操作规程

如前所述, 目前市售超声诊断仪品牌较多, 各个不同生产厂家的产品无论其技术特点及使用方法均有很大区别, 因此, 读者对自己所用仪器的性能、操作程序应达熟巧的水平, 尤其现今中、高档仪器多采用计算机“菜单”辅助式操作, 更需如此。我们曾发现不少单位虽配置高档设备, 医师年资也不短, 但仪器的使用并不熟练, 功能调节并非在最佳状态, 仪器的全部功能并未有效利用, 故应引起注意。做到这点并不难, 仔细阅读仪器操作手册并常备查阅即可。

三、正确识别各种伪差

伪差 (亦称伪像, artifacts) 产生原因很多, 在回声影像中十分常见。有些伪差可通过调整仪器的功能键、调整操作探查方式加以消除, 有些不易消除的伪差则应加以辨识, 以免引起误诊。心脏超声检查中常见的伪差有:

1. 多次反射 (reverberations)

当超声波束在传播中遇有声阻差较大的反射界面时, 可发生部分返回至探头的声波又反射至反射界面, 即声波在发射源与反射面之间往返多次, 这样就表现为与界面实际深度的 2 倍或整倍数距离深处形成信号较弱的伪像。最易产生这种伪差的界面为探头与胸壁等皮肤接触处, 故检查时常涂一薄层耦合剂, 其意义一方面以隔绝空气, 更重要的是借耦合剂 (声阻特性界于探头保护层与皮肤之间) 缓冲较大的声阻差, 从而消除多次反射。心脏影像中由多次