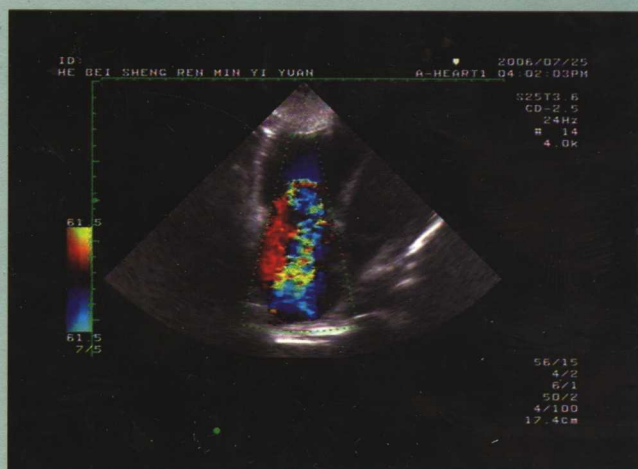


叶玉泉 焦荣红 薛红元 主编

急诊超声诊断学



JIZHENG
CHAOSHENG
ZHENDUANXUE

河北科学技术出版社

叶玉泉 焦荣红 薛红元 主编

急症超声诊断学



JIZHENG
CHAOSHENG
ZHENDUANXUE

2007/04/02 12:04:49PM

S25T3.6
CD-2.5
22Hz
4.5k

河北科学技术出版社

主 编 叶玉泉 焦荣红 薛红元
副主编 高 丽 王小平 苏国英 符雪松 尹淑新 郑春玉 管淑琴 张 莉
编 委 (以姓氏笔画为序)
王亚珍 王进华 牛慧敏 宁晓然 刘 欣 李旭明 李庆霞 李 丽
杨志英 杨素勉 吴 迪 苏建辉 张美喜 张桂红 张 璟 邱晓兵
周利霞 赵 佳 赵建辉 赵荣梅 郝美金 桑文淑 殷春霞 高 瑾
崔 丽 韩玉平 翟秀兰

图书在版编目(CIP)数据

急症超声诊断学/叶玉泉,焦荣红,薛红元主编. —石家庄:河北科学技术出版社,2007.8
ISBN 978-7-5375-2131-4

I. 急… II. ①叶…②焦…③薛… III. 急性病—超声波诊断 IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2007) 第 112985 号

急症超声诊断学

叶玉泉 焦荣红 薛红元 主编

出版发行 河北科学技术出版社
地 址 石家庄市友谊北大街 330 号(邮编:050061)
印 刷 河北新华印刷一厂
经 销 新华书店
开 本 787×1092 1/16
印 张 15.75
字 数 400000
版 次 2007 年 8 月第 1 版
2007 年 8 月第 1 次印刷
印 数 2000
定 价 98.00 元



临床急症包括各种急发病症和紧急外伤。发病突然、情况复杂、发展迅速、预后难料是其特点；迅速诊断、紧急救治是拯救患者生命之关键；根据病情，选择适当的检查方法，从而获得较准确的诊断关系到急症能否得到及时和有效的治疗。临床检验和影像医学检查是急症最主要的检查手段，作为确诊最便捷的手段——超声影像医学承担了重要的任务。然而，在繁杂多变的患病条件下，要使超声对于每一位急症患者的检查都得到满意效果又谈何容易！临床医师期待急症超声检查著作的问世。

适应时代发展的需要，一个规范化的、系统全面的专著，历时近三个寒暑总算脱稿。拿到书稿的当晚，我如饥似渴地读到“鼓交四更”，2 周末，又读了几遍，竟忘记了我的任务是为此书作序。

这本书是叶玉泉教授和薛红元教授及河北省人民医院功能科医师多年经验的总结，全书共计十三个章节，内容简明、实用，全面概括了全身各个部位的常见急症。通读此书，可以感觉到作者实践中积累的资料是何等宝贵，还能感受到他们博览急诊、急症等相关临床知识所下的工夫，借鉴和融贯其他相关影像医学在该领域的理论是那样的贴切。

此书是一本实用的急症超声检查专著。

此书能帮助超声同行提高理论知识，在各种临床急症的超声检查中找到解决疑难的钥匙。

此书对于急诊医师熟悉超声检查技术、了解超声在急症检查中的适用性很有益处。

我国著名的外科专家裘法祖院士在两年前说道：在 21 世纪里，发展最快、最值得关注的当属微创介入医学和现代影像医学。我们期望着超声医学在急症诊断和介入治疗上继续探索发展，配合临床做出更大的贡献。

北京大学人民医院超声科教授，医学博士 李建国

2007 年 8 月



急诊医学的状况是反映一个国家和地区医学科学水平的重要标志，急诊工作是医院工作的重点，急诊诊断的正确与否，直接关系到急诊患者的预后和生命安全。

急诊医学综合了各个领域的基本技术，已经成为医学中的重要分支，急症超声是随之发展起来的一个新兴领域。超声检查的应用范围广，它具有实时显示、操作简单、重复性强、快速准确以及无创、无痛等优点；超声引导穿刺定位准确、快捷，减少了临床治疗的盲目性；超声影像学诊断在急诊诊断中起到了不可替代的作用，超声医师在临床急诊床旁超声检查中为临床诊断提供了有价值的参考依据。尽管如此，目前国内研究急症超声的著作还不多，也未形成一个专门的体系，我们总结多年从事超声医学检查的临床经验和体会编写了此书，旨在为临床超声医师、急诊科医师以及相关科室临床医师的诊断和治疗提供一本有益的参考书，也希望能对急症超声的研究起到抛砖引玉的作用。

本书从为临床服务角度出发，以作者从事超声影像学的多年经验为基础，参考各学科专业书籍精心编写而成。书中以典型的病例资料展示了各系统急症的超声特异性表现和诊断价值，图文并茂，将基础知识和临床知识紧密结合，保证了各个疾病的系统性和完整性。

全书分总论和各论两篇。总论部分介绍了超声影像学基础知识、急症诊断的思路、超声在急症中的应用以及急症超声的扫查方法。各论部分共分十章，分别阐述了心脏、大血管、胸部急症、消化系统、泌尿生殖系统、妇科、产科、眼科、肌肉骨关节、腹部外伤等各系统的常见急症，包括感染性急症、创伤性急症、梗阻性急症、出血性急症、异物性急症等，每种疾病均有简要概述，并从病因病理、临床症状体征、超声表现、辅助诊断及鉴别诊断等方面进行了详细阐述。超声表现部分为重点内容，每种疾病配以大量的典型超声病例图片，既做到了系统介绍，又能重点突出，充分展示了超声在急症诊断中的广泛应用及诊断优势。本书紧密结合临床，病例资料典型，实用性和指导性强。

由于编者水平有限，书中疏漏之处在所难免，敬请超声医学界同仁和广大读者批评指正。

编者



总 论

第一章 超声诊断基础	(3)
第二章 急诊的诊断思路	(17)
第一节 急诊的诊断步骤	(17)
第二节 急腹症的诊断及鉴别诊断	(18)
第三节 急性胸痛的诊断及鉴别诊断	(29)
第三章 超声在急诊诊断中的应用	(35)
第一节 超声在急诊诊断中的具体应用	(35)
第二节 急症超声的扫查方法	(36)

各 论

第一章 心脏急症	(45)
第一节 心包积液	(45)
第二节 心包填塞	(48)
第三节 冠状动脉粥样硬化性心脏病	(50)
第四节 急性肺动脉栓塞	(56)
第五节 急性心肌炎	(67)
第六节 感染性心内膜炎	(69)
第七节 二尖瓣腱索断裂	(73)
第二章 大血管急症	(76)
第一节 真性主动脉瘤	(76)
第二节 主动脉夹层	(82)
第三节 主动脉窦瘤破裂	(91)
第四节 急性深静脉血栓	(100)
第三章 胸部急症	(105)
第一节 胸腔积液	(105)

第二节 气胸	(109)
第三节 外伤性肺不张	(109)
第四节 创伤性膈疝	(110)
第四章 消化系统急症	(112)
第一节 急性细菌性肝脓肿	(112)
第二节 急性胆囊及胆道病变	(116)
第三节 急性胰腺病变	(129)
第四节 急性胃肠病变	(138)
第五章 泌尿生殖系统急症	(149)
第一节 肾脏疾病急症	(149)
第二节 输尿管结石	(157)
第三节 膀胱急症	(159)
第四节 睾丸及附睾急症	(165)
第六章 妇科急症	(171)
第一节 异位妊娠	(171)
第二节 卵巢肿瘤蒂扭转	(181)
第三节 黄体破裂	(183)
第四节 子宫肌瘤变性扭转	(185)
第五节 急性盆腔炎	(188)
第六节 子宫腺肌病	(191)
第七章 产科急症	(194)
第一节 流产	(194)
第二节 胎盘早剥	(199)
第三节 前置胎盘	(201)
第四节 子宫破裂	(204)
第五节 产后出血	(205)
第八章 眼科急症	(209)
第一节 视网膜脱离	(209)
第二节 脉络膜病	(211)
第三节 眼外伤疾病	(213)
第四节 视网膜中央静脉阻塞	(218)
第五节 眼眶急性炎症	(219)
第九章 肌肉骨关节急症	(221)
第一节 肌肉、肌腱急症	(221)
第二节 骨与关节急症	(226)
第十章 腹部外伤急症	(233)
第一节 肝损伤	(233)
第二节 脾损伤	(236)
第三节 胰腺损伤	(238)
参考文献	(241)

总

论

第一章 超声诊断基础

近几十年来超声技术发展迅速,从最早的 A 型超声、M 型超声、B 型超声,到目前的多普勒超声、彩色血流成像技术、腔内超声、介入超声、实时三维超声等,使超声检查可以为临床提供更多、更准确的诊断信息。超声诊断技术已成为临床诊断、治疗不可缺少的技术手段之一,加之超声诊断技术具有方便、快捷、无创、重复性好等优点,因此,超声诊断技术在急症诊断中占有非常重要的地位。

一、声波的基本介绍

声源的振动产生声波。振动在介质中传播称波动(简称波)。声波的发生和传播是自然界和日常生活中时时发生和处处可见到的。声波含有机械振动,它们可以通过多种介质发生传播,使介质中的粒子产生压缩与稀疏的改变,所以声波是机械性的而非电磁性。声波以规则纵波的形式传播。

图 1-1 显示出一个声学变量(压力)中的一个完整变化(循环)。跨越一个循环的空间的长度,称作波长(wavelength),可用 λ 符号来表示。从静止点至较强或较弱质点间的距离称作振幅(amplitude)(图 1-2),振幅是一种可直接测量的声能(acoustic energy)。



图 1-1 声波示意图

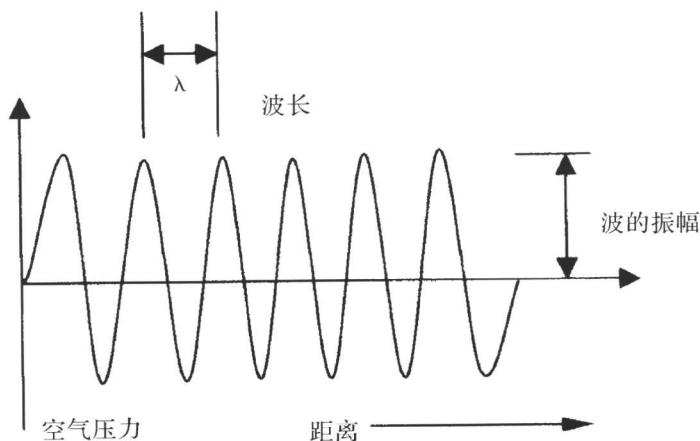


图 1-2 波长与振幅的示意图

单位时间内这些循环声波的数目称作频率 (f)，以赫兹为单位 (Hz)。每秒 1 个周期相当于 1 个赫兹 (Hz)，每秒 1000 个周期是 1 千赫兹 (kHz)，每秒 1000000 个周期是 100 万赫兹 (MHz)。声波是依据振动的频率而进行分类的，次声 (亚声速) 是低于人类可闻声范围的声波，超声是高于人类可闻声范围的声波。声波的种类有：次声 (亚声速) < 20Hz；可闻声 20 ~ 20000Hz；超声 > 20000Hz。医用诊断性超声使用的频率均高于 1MHz，低于 1MHz 的超声频率用于一些非诊断性医学的应用范围。

二、医用超声波及多普勒的基本原理及特性

医用诊断性超声波的产生、发射与接收是依据压电效应原理来完成的，超声波诊断仪器上的探头 (transducer) 又称作超声换能器，其主要的构成部分是天然或人工的压电晶片也称压电材料 (piezoelectric material)，如将这些晶体材料置于交变电场中，并使电场方向与晶体压电轴方向保持一致时，晶体则出现强烈的收缩和舒张，推动周围的介质，使其发生振动，产生相应频率的声波，如交变电场的频率大于 2 万 MHz 时，压电晶片就产生超声波。这种由电能转变成机械能的过程称为逆压电效应 (negative piezoelectric effect) (图 1-3)。

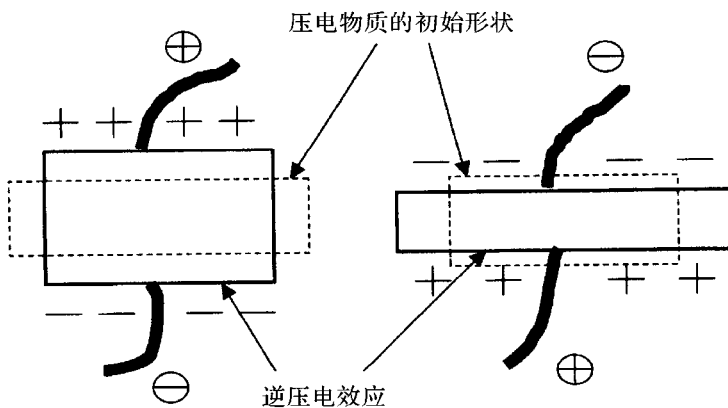


图 1-3 逆压电效应示意图

虚线代表压电物质的初始形状，实线代表当给予电能，晶体的边缘发生移动即收缩和舒张，从而产生机械能，推动周围的介质产生振动，从而产生相应的频率的声波，电能→机械能

由探头产生的超声波在人体组织中传播时遇到声阻抗不同的组织构成的界面时就产生反射。反射的回波达到探头时，又沿压电轴方向对晶片施以一定的压力，压电晶体的两侧表面上会出现相反的电荷，这种由机械能转变成电能的过程称为正压电效应 (positive piezoelectric effect) (图 1-4)。由该效应产生的微弱的高频电信号经过处理并予以放大，利用高频电信号的不同成分，形成不同的超声扫描方式。

声波传播的速度与介质中的弹性系数 (K) 以及密度 (ρ) 有关，即声波传播速度 (C) = 弹性系数 (K) / 密度 (ρ)。人体不同组织声速各异，固体成分较多或胶原纤维含量较多的组织，声速较高；水分含量较多的组织，声速较低；含气体的脏器，声速最低。介质的声阻抗 (Z) 又与介质的密度 (ρ) 和介质中超声波的传播速度 (C) 相关。即：介质的声阻抗 (Z) = $\rho \times C$ 。表 1-1 列出了有关介质的声速及声阻抗值。

在外来压力（如超声波压力）作用下，压电物质的边缘出现电能

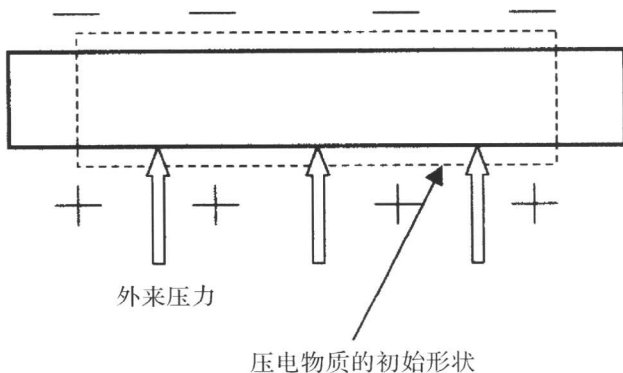


图 1-4 正压电效应示意图

虚线代表压电物质的初始形状，当其受到超声波回波的壓力，压电晶体的两侧表面上会出现相反的电荷。机械能→电能

表 1-1 有关介质的声速及声阻抗值

声速（m/s）			声阻抗		
空气	332	0.0004	血液	1570	1.61
肝脏	1570	1.65	脑组织	1541	1.58
脾脏	1566	1.64	人体软组织（平均值）	1500	1.63
肾脏	1561	1.62	颅骨	3860	7.78
脂肪	1476	1.38	肌肉	1580	170

当两种声阻抗不同的物体接触在一起时，形成声学界面(acoustic interface)，反射、透射、折射和它们之间模式的转换在界面都可以发生（图 1-5）。

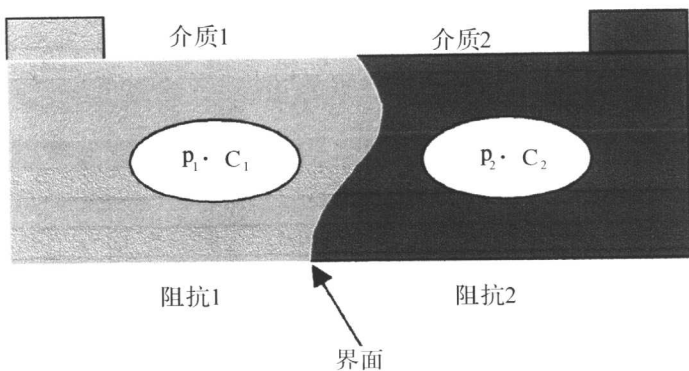


图 1-5 声学界面示意图

两种声阻抗不同的物质接触到一起，形成声学界面

界面的大小称为界面尺寸，尺寸大于超声波波长时，称作大界面；尺寸小于超声波波长时，称作小界面。超声波通过大界面时，部分声能就会在这个界面上返回，这种现象称为反射（reflection），或称镜像反射（specular reflection）（图 1-6）。

当入射声束不与界面垂直时，反射声束就会沿着与入射角相等的反射角发生反射，根据

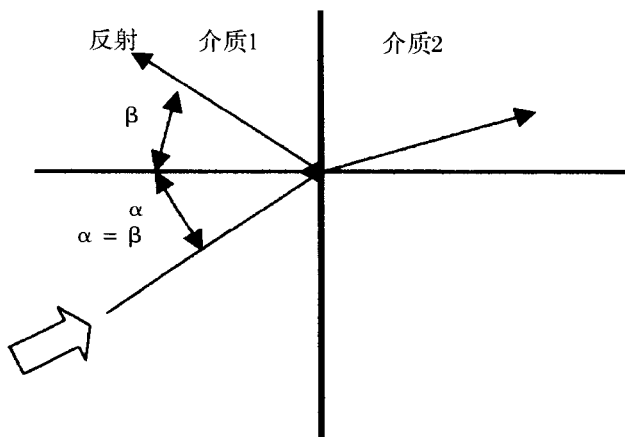


图 1-6 反射示意图

超声波通过大界面时，部分声能就会在这个界面上返回

Snell 法则，反射角等于入射角。当入射角逐渐加大，反射角也逐渐加大，越来越多的反射声束不能被探头接受，入射角等于 90° 时，入射声束与界面平行，不产生反射。反射的强度取决于两种介质的声阻抗差，超声波在具有声阻抗差的界面，除了反射的那一部分声能外，另一部分剩余的声能则能进入第二种介质，称为透射（transmission）（图 1-7），透射是不反射的声波。相邻两种介质阻抗差越小，反射越少，透射越多；相邻两种介质声阻抗差越大，反射越大，透射越少。

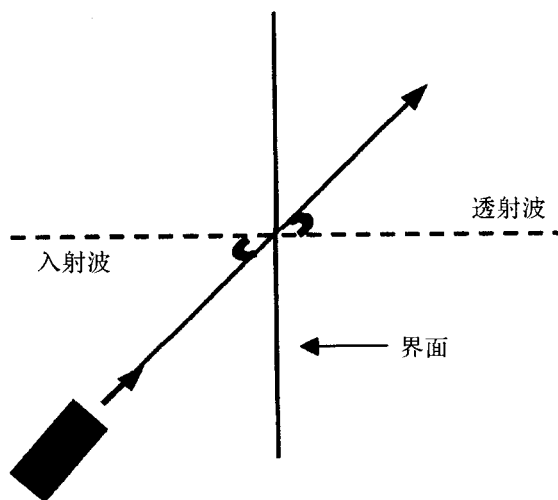


图 1-7 透射示意图

超声波遇到具有声阻抗差的界面，除了反射部分声能外，剩余的声能可进入第二种介质

两介质声阻抗差的大小，决定界面处的反射系数（reflection coefficient）。此系数可用公式表示：

$d = [(Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)]^2$, d 为反射系数, Z_1 和 Z_2 分别为第一和第二种介质的声阻抗。如果两种介质的声速相同, 透射声束的方向等于入射声束的方向。根据 Snell 法则, 如果入射角不是零并且形成界面的两种介质的声速不同, 透射声束的方向将发生转折, 称作折射 (refraction)。折射角的大小取决于两种介质的声速差别, 也即此时透射的角度将会大于或者小于入射角, 与不同声速成比例地增加或减少 (图 1-8)。

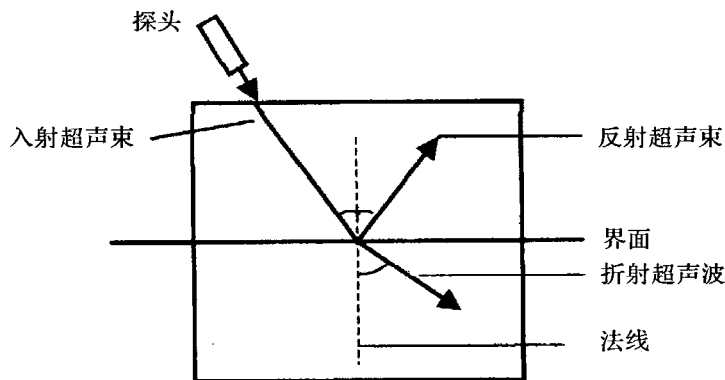


图 1-8 折射示意图

当超声波入射角度不是零并且形成界面两种物质的声速不一样时, 透射声束的方向将会发生转折, 称作折射

当超声波在传播过程中, 遇到几何尺寸等于或小于波长的反射体或者不光滑的反射体时, 一部分超声波会改变方向, 然后绕过这一物体继续向前传播, 这一现象称为衍射, 亦可称作绕射, 其余的超声波则以此反射体为中心, 向空间各个方向发生散射 (scattering) (图 1-9)。产生散射现象的特体称为散射体。这种散射体无镜像, 背向散射 (backscatter) 或瑞利散射 (Rayleigh scattering) 就在这种无镜像的反射体上产生。

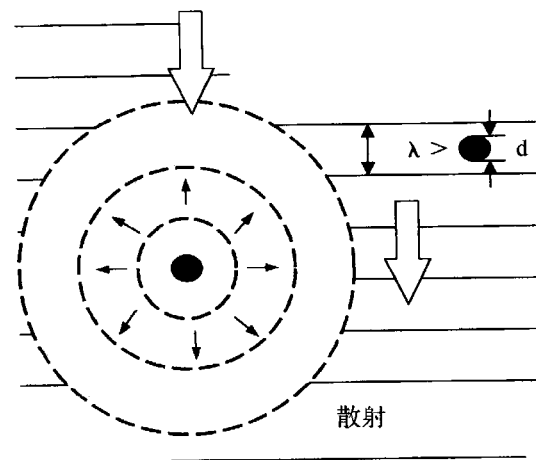


图 1-9 散射示意图

超声波在传播过程中, 碰到几何尺寸等于或小于波长的反射体及其不光滑的反射体时, 部分超声波改变方向, 继而绕过这一物体继续向前传播。其余的超声波则以此反射体为中心, 向空间各个方向发生散射

人体中主要的散射体是脏器内部的微结构和血液中的红细胞，利用前者是超声扫描人体正常结构及病变的基础，利用后者则是进行多普勒系列检查的基础。为此，也产生了当前医用诊断性超声的两大类别：① 回波脉冲技术（echo-impulse technique）。② 多普勒技术（Doppler technique）。

由于声能的吸收，声束在远场的扩散和在界面的反射与散射使声能随着传播距离的增加而逐渐减弱，这一过程称为超声的衰减（attenuation），衰减的程度与探头的频率呈正相关（即频率越高，衰减越大）。在人体软组织，衰减的比例大约是每一个百万赫兹（MHz）每厘米衰减 0.5dB。在骨组织则衰减更大，并有更高的频率依赖性。在水中，衰减比较低。表 1-2 列出衰减系数，可以看到不同的频率，其每厘米衰减的分贝以及声能强度减半距离（half intensity depth; HID），指在该深度，已经从原声能的强度减弱了 50%。

表 1-2 衰减系数

频率（MHz）	衰减系数（dB/cm）	强度减半距离（cm）（HID）
1.90	0.950	3.16
2.25	1.125	2.67
3.00	1.500	2.00
3.50	1.750	1.71
5.00	2.500	1.20
7.50	3.750	0.80
10.00	5.000	0.60

表 1-3 为超声波在不同的介质及人体组织中的衰减系数及其强度减半距离。

表 1-3 超声组织衰减系数及强度减半距离（超声频率 = 1MHz）

组织	衰减系数（dB/cm）	强度减半距离（HID）（cm）
水	0.002	1500.000
血液	0.200	15.000
头颅（婴儿）	0.300	10.000
脂肪	0.600	5.000
软组织（平均）	0.700	4.300
肝脏	0.700	4.300
头颅（成人）	0.800	3.800
肌肉	1.500	2.000
骨	10.000	0.300
空气	38.000	0.080
肺	40.00	0.075

三、医用诊断性超声波及多普勒的方法

（一）回波脉冲技术原理及实现方式

通过探头压电晶片振动产生超声波。当其通过组织传播的速度已知时，那么，回波反射的深度也就可以利用下面的方式来测量：振幅调制（amplitude modulation），A 型扫描；辉度调制（brightness modulation），B 型扫描。

1. A 型扫描：振幅调制型，超声声束在人体组织的传播过程中，遇到不同声阻抗的声学界面所产生的一系列反射回声，在示波屏时间轴上以振幅高低来表达，即示波屏的 X 轴从左至右表示回声的先后顺序，它代表人体组织的深浅；Y 轴自基线上方代表振幅高低，即反映界面反射的强弱，属一维显示（图 1-10）。

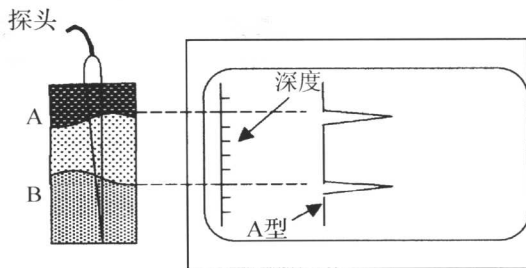
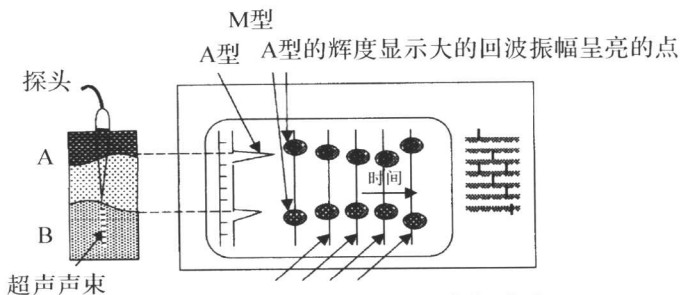


图 1-10 A 型扫描示意

A 型扫描应用振幅调制的方法在示波屏上从左至右表示回声的先后顺序。由基线至上代表振幅的高低即界面反射的强弱

2. M 型扫描：属于 A 型辉度显示，它是为探查运动脏器的结构及其相对运动与时间关系的方法，反射光点从左向右移动扫描，从左至右，X 轴代表扫描的时间，Y 轴代表深度，从光点的移动可观察界面的深度及移动情况，所显示的扫描线为时间运动曲线（图 1-11）。



系列A型扫描线的辉度显示（依据脉冲重复频率）M型—运动的时间历史（当高的脉冲重复频率时，具有高的时间分辨率）

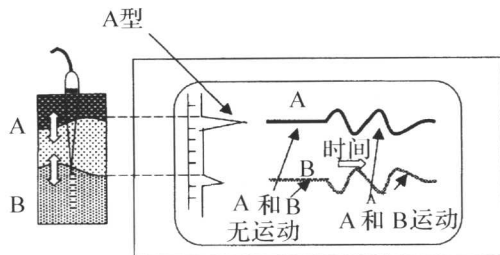


图 1-11 M 型扫描示意

反映运动脏器的结构及其相对运动与时间关系的 A 型辉度显示曲线，从左至右代表扫描的时间，从基点向上表示深度，从光点的移动可观察界面的深度及移动状况

3. B 型扫描：以不同的辉度光点表示界面反射信号的强弱，反射强则亮，反射弱则暗，反射光点群按照次序分布排列成一个切面声像图，可以显示出脏器的二维切面图像（图 1-12）。

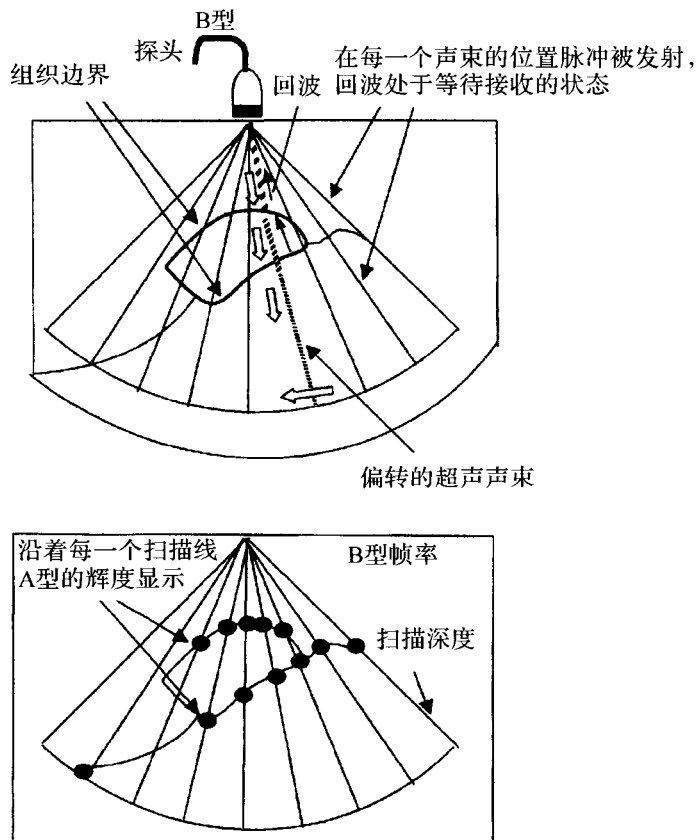


图 1-12 B 型扫描示意

用不同的辉度光点表示界面反射信号的强弱，然后将反射光点群按照次序排列成一个切面声像图

如果成像速度 > 16 帧/s，即可以显示出脏器实时的活动。有很多种方法使探头的晶片排列及超声脉冲波有顺序地发射和可以导向并确定其发射的轴线。图 1-13 描述了相控阵探头延迟发生器 (delay generator) 的工作原理。

传统的回波脉冲显像系统，都是依靠探头发射电子脉冲信号，其频率是人耳能够听到的最高频率的 250 倍，脉冲波在人体传播时，微弱的回波从存在有组织的密度和弹性变化的地方反射回来，探头接受回波，形成可见的切面图像。其工作流程见图 1-14。

从这个工作流程中我们可以看到，回波中的相位信息没有采用，所形成的是一维的扫描线，线与线之间的信息采用插补 (interpolation) 的办法来填补 (图 1-15)。

目前，一些高档彩色超声诊断设备具有相干图像形成技术 (coherent image former technology)，它将超声回波中的相位 (phase) 信息转换成人们能够看见的形式，超声回波的相位携带了一半信息，它反映产生回波的组织的弹性性质，理论上这部分信息可以产生更确定的图像，但是由于超声波在体内的传播会改变相位，因此过去没有办法把相位信息转换成有意义的视觉信息。现在创新之处是它的接受部分，当超声波脉冲穿过人体组织时，设备可以同时接收多达四个回波的强度和相位，这四个回波是从紧靠在一起的四个不同位置反射回来的。由于这些回波是由同一个反射脉冲产生的，而且它们返回探头的路径基本相同，因此它