

急诊与危重症监护 超声手册

MANUAL OF EMERGENCY AND CRITICAL
CARE ULTRASOUND

SECOND EDITION

原著 Vicki E. Noble Bret P. Nelson
主译 许兆军 陈培服
主审 蔡 挺



四川大学出版社

MANUAL OF EMERGENCY AND CRITICAL
CARE ULTRASOUND

SECOND EDITION

急诊与危重症监护 超声手册

ISBN 978-7-5614-8639-9



9 787561 486399 >

定价: 50.00元

急诊与危重症监护 超声手册

原 著 Vicki E. Noble Bret P. Nelson

主 译 许兆军 陈培服

主 审 蔡 挺

译 者 (按姓氏拼音排序)

陈碧新 陈赛君 陈童恩 何 盛

胡旭军 刘 鹏 吕卫星 王 嫫

杨 群 詹晔斐 张玉楚 周鸿瑜

JIZHEN YU WEIZHONGZHENG JIANHU
CHAOSHENG SHOUCHE



四川大学出版社



数据加载失败，请稍后重试！



第一章 超声基础 (1)

第一部分 诊断超声

第二章 创伤超声重点评估 (21)

第三章 心脏超声 (47)

第四章 孕早期超声 (71)

第五章 腹主动脉超声 (88)

第六章 肾和膀胱超声 (101)

第七章 胆囊超声 (113)

第八章 深静脉系统超声 (129)

第九章 呼吸超声 (142)

第十章 眼部超声 (150)

第十一章 软组织、肌肉和骨骼超声 (157)

第十二章 胃肠超声 (166)

第十三章 小儿超声 (176)

第十四章 休克超声 (186)

第二部分 操作超声

第十五章 血管通路 (199)

第十六章 超声引导技术 (217)

致 谢 (251)

第一章 超声基础

介 绍

要想精通超声语言，就很有必要回顾一些物理学的基本原理。普通声波的物理原理也适用于超声（US）和它的应用。因此，为了进一步讨论超声问题需要明确一些定义和基本概念。

基本定义和物理原理：

振幅是波的峰压力（图 1.1）。描记可听声音的音量（“响度”）或超声回波的强度，都以分贝（dB）度量。

超声仪器能测量回声的强度（振幅），不同的回声强度表现在屏幕上则是亮度的不同。强回声在屏幕上表现为明亮或白色的区域（称为强回声）。而弱回声在屏幕上则表现为深灰色或黑色的区域（分别称为低回声或无回声）。诊断超声的“灰阶”就是回声的强度范围，因为它对应于从黑到白的连续的不同色彩（图 1.2）。

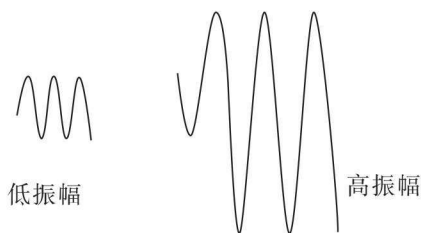


图 1.1 声波的高低振幅



图 1.2 大多数超声仪器具有 256 级灰度，对应于给定超声波的不同振幅

声速定义为声波的速度。它在固定的介质中是恒定的，在软组织中其为 1 540 m/s

(即波在软组织中的传播速度为 1 540 米/秒)。利用这个原理，超声仪可以通过测量超声波发射到接受回波总共所花费的时间，计算出某一个结构的距离/深度 (图 1.3)。用于潜艇中的声呐就是基于同样的原理。

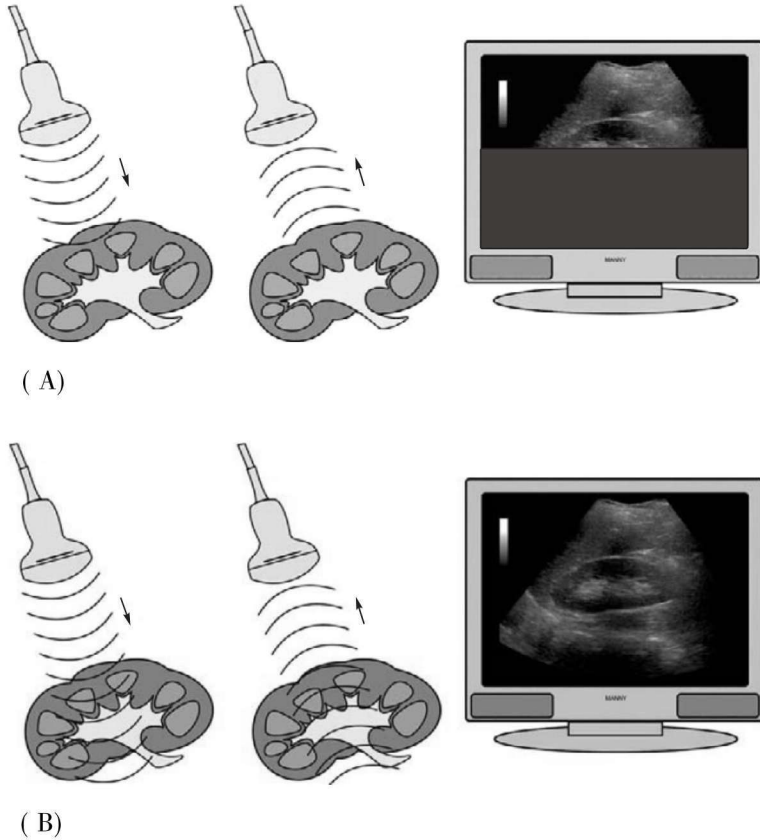


图 1.3 结构的距离/深度

(A) 屏幕中的上端区域表示离探头近; (B) 屏幕中的下端区域表示离探头远。

频率是波每秒重复的次数。1 赫兹 (Hz) 等于每秒 1 个波动周期。声音的可听见频率范围为 20~20 000 Hz。根据定义，高于此范围的频率称为超声波。在诊断超声中所使用的频率范围通常为 2~12 MHz (1 兆赫=1 百万赫兹)。

高频率的声波产生高分辨率的图片。高频率的声波由于产生更多的声波而消耗更多的能量，短距离内可以传回更多的回声到超声仪中，从而形成浅表位置更清晰的图片 (图 1.4)。然而由于它们耗能更快，高频超声波不能穿透长距离。相反地，较低分辨率的波比较节约能量。它们虽然不能创建高分辨率的图片，但是却能够更深入地穿透到组织中。想象一下，当你坐在一个高保真音响系统附近时，你的耳朵会注意到高频 (高音) 范围的细节，而较少注意低频 (低音) 范围的细节。这就是为什么“高音喇叭”应正对着听者，而低音炮可以放在任何地方的原因。楼下扬声器在播放，高音可以完全脱落而只剩低音。因此，不管是声音还是超声波，频率与分辨率成正比而与穿透力成反比。

波长是波在一个周期内行进的距离。当在固定的介质中传播时，因为速度保持不

变，所以波长与频率成反比（速度=频率×波长）。因此，高频率减小波长（和穿透性）而低频率增加波长（和穿透性）。

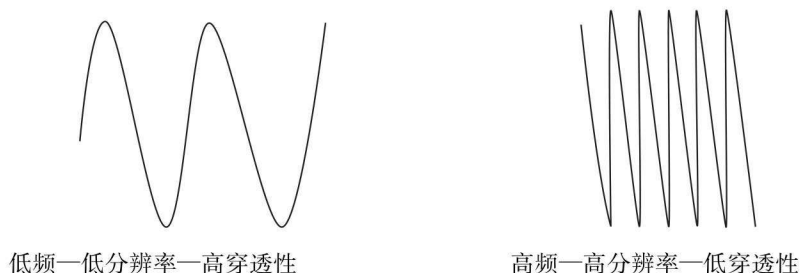


图 1.4 高低频率的声波

衰减是声波在介质中传播时的逐步减弱。在体内，不同组织密度的衰减系数详见表 1.1。

表 1.1 人体不同组织的衰减系数

组织	衰减系数	超声特定
空气	4 500	声波容易散射，不利传播
骨骼	870	强回声（绝大部分反射，高度衰减）
肌肉	350	高回声（明亮的回声）
肝/肾	90	高回声（不亮）
脂肪	60	低回声（暗回声）
血液	9	低回声（非常暗的回声）
液体	6	低回声（非常暗的回声，低衰减）

衰减受到几个因素的影响，包括：该介质的密度、遇到交界面的数量，以及声音的波长。因为散射和反射的缘故，诊断超声不易穿过空气和骨骼。然而，超声波能很好地通过像膀胱之类的含有液体的组织结构。衰减也会发生于不同种介质的交界处。如果一个组织均质致密，那么交界面的数量就会减少，很少发生衰减；相反，如果一个组织不均质而密度小，那么就很容易发生衰减。

反射是指声波的一部分重新回到其声源处。折射是声波在穿越不同介质的边界（或跨过不同传播速度的组织，如从肌肉到骨骼）时，一部分转向其他方向。当声束遇到一个比较小的或不规则的界面（例如，当声波通过空气或气体）就会发生散射。当声波的能量被包含在介质中时，就是吸收。

分辨率是指超声仪器区分两个紧密相连物体的能力。图 1.5 所示，在高分辨率下清晰显示两个圆点（成对的点），而在低分辨率下看同样的点（这两个点看起来像模糊的一滴）。轴向分辨率是指超声仪器区分平行于声波行进方向平面上的两个物体回声的能力。提高声波的频率将提高超声图像的轴向分辨率。横向分辨率是指超声仪器区分垂直于声波行进方向平面上的两个物体回声的能力。在一些便携式超声仪中，聚焦区（或

超声波束的最窄部分) 自动设置在屏幕的中间。然而, 有些机器上会有一个按钮, 允许操作者上下移动聚焦区。

声功率是指留在介质中的能量总和。它在绝大多数的诊断超声中被设置为默认, 以防产生不利的生物学效应, 如组织加热或细胞破坏。这是坚持“合理可行尽量低”或“合理抑低”原则——是指尽可能使用低的能量来获取诊疗患者所需的临床信息资料。而治疗性超声的操作就不同, 它是利用超声波的热性能影响组织。通常情况下, 治疗性超声用于物理治疗或康复矫形瘢痕组织。

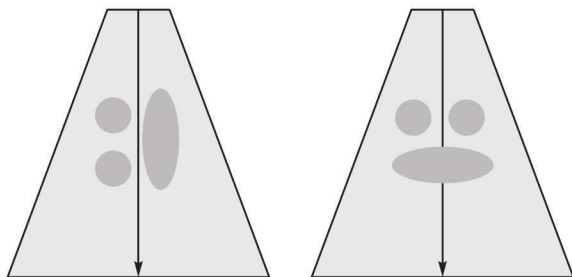


图 1.5 分辨率高低示意

频率越高, 轴向分辨率越高 (左)。横向分辨率与声波最窄区 (聚焦区) 有关 (右)。

基本仪器

超声设备都使用相同的基本原理, 用于产生超声波并接收反射的回波。这个原理的产生, 主要是由于石英类化合物 (包括天然的和人工合成的) 具有所谓的压电效应的特性。压电效应是指, 晶体元件被施加电压后变形, 从而产生压力波。此外, 晶体也可以被组织反射返回的压力波变形。该反射变形可产生电流, 而超声机可将之转换成一个像素。正如之前所提到的, 该像素的灰度取决于回波的强度和振幅, 因此取决于所产生电流的强度。

目前已经发展了很多不同的压电换能器/探头 (图 1.6)。例如, 凸面探头是晶体呈弧形凸面镶嵌排列。超声波行进越远, 超声波束越分散。这减少了其在深部组织的横向分辨率。它也产生一个扇形或饼形的图像。线性阵列探头 (图 1.7), 晶体在头端嵌在一个平面上。其结果是, 超声波束行进在一条直线上。因为超声波束被定向直行, 从而产生矩形图像。探头有不同的大小或“脚印”, 因为有时需要小探头绕过肋骨或其他超声难以透过的结构。相控阵探头 (图 1.8) 专门为这个目的设计, 常用于心脏和腹部扫描。

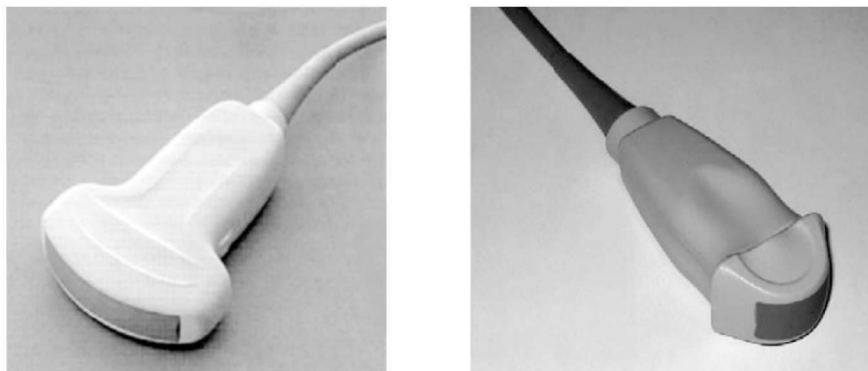


图 1.6 左边是曲线探头，右边是微凸探头



图 1.7 线性阵列探头



图 1.8 相控阵探头

最后，每个不同的探头都能够产生一定范围内的频率。通常来说，线性探头具有更高的频率范围，而曲面探头具有较低的频率范围。一个例外是应用于妇产科超声检查的腔内探头（图 1.9）。虽然它的“脚印”是曲面的，但是它也使用高频率的超声波，以获得探头附近较小物体的高分辨率图像。

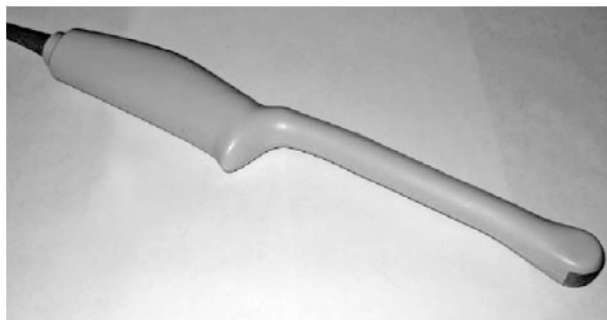


图 1.9 内腔探头

使用换能器/探头

当使用换能器扫描时，需要用到足量的超声波凝胶，以方便操作换能器，以及优化所获图像的质量。如果探头和皮肤表面之间存在空气，那么声波通过该区域时就会发生散射，从而使回波的强度降低。

探头的正确持握很重要。用拇指、示指（食指）、中指或加环指（无名指）握紧探头，使环指或小指与手掌形成一个稳定的“扫描平台”。这样它才不会从操作者的手掌滑脱，或在患者的皮肤上打滑。并且这样持握探头才省力。像握铅笔一样拿着探头是最舒适的姿势（图 1.10）。

最后，超声查看任何解剖结构时都应该使用多个扫描平面，至少需要两个平面（如横切面和纵切面），因为超声检查是用二维图像来观看三维结构。



图 1.10 持握探头最舒适的姿势

探头和屏幕标记

一个要记住的首要原则是，每个探头都有一个凸起的标记或压痕，相对应于屏幕一侧的一个点、超声制造商的标志或一些其他的标识符（图 1.11）。靠近探头标记的物体，也会出现在屏幕标记的附近。探头标记对侧的物体则会出现在屏幕标记的另一侧。

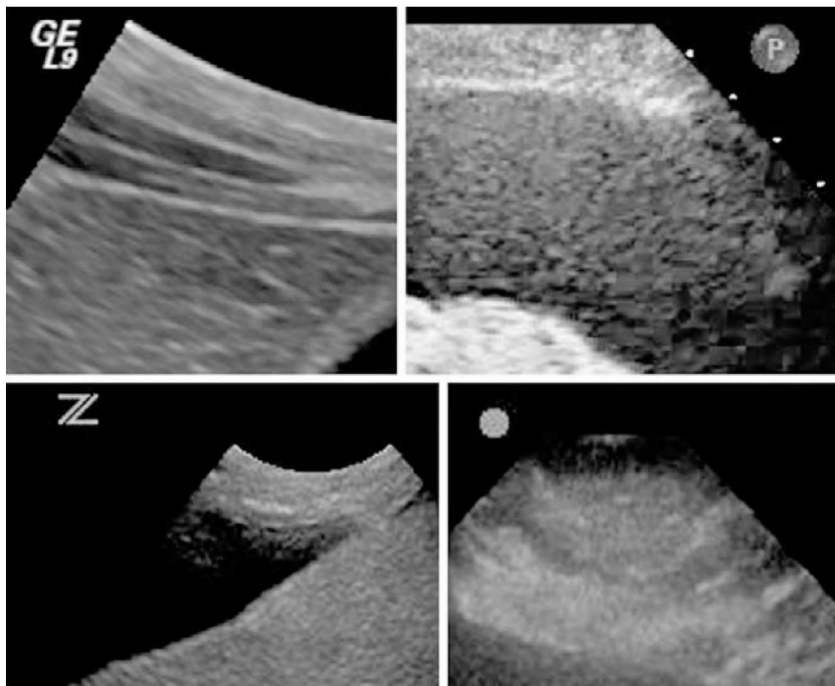


图 1.11 屏幕标记

屏幕标记位于屏幕的上端，急重症超声通常位于左边。不同的供应商使用不同的符号作为标记。从左上角开始，顺时针方向看供应商分别是：GE、Philips、SonoSite、Zonare。

在大多数情况下，床旁超声会保持屏幕标记在屏幕的左边。然而，正式的超声心动图检查时，标记是在屏幕的右边，所以大多数的机器会有一个按钮，允许操作者来回翻转屏幕标记。本手册介绍的所有图像，标记都在左边，以保持机器的设置不变。知道这一点很重要，因为超声心动图检查根据不同的屏幕设置而采用不同的探头位置（可从本书的描述旋转 180° ）。

本体感觉

当用习惯超声扫描后，探头和超声波束将成为操作者手臂的延伸。很自然就会明白，某个方向的探头移动，将会得到怎么样的图形改变。对新手来说，使用探头的标准方向可能更有帮助。就像物体处于三维空间中一样，探头（或超声波束）可被定向在x、y、z轴。一个简单的类比是飞机的方向。超声探头被描绘在图 1.12 中三个不同的方向（短边、长边和页面朝外）以说明这个概念。

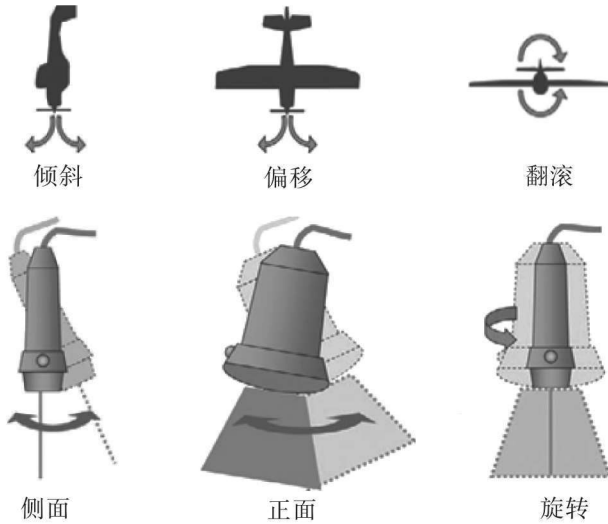


图 1.12 探头的不同三维方向

倾斜是指向上或向下运动。在腹部的横向放置探头，对应于向头部或脚的方向倾斜或“扇形移动”探头。偏移是指左右转向。这对应于探头向左或向右方向转向。翻滚是指沿着中央长轴旋转。如果用前面提到的探头做该动作，那么切面的方向就对应于探头的矢状面方向。刚开始的时候，最好在一个平面上移动探头，要注意其对图像的影响。新手往往会迷失方向，因为当其以为探头正处于一个平面上扫描时，其实已经多轴扭转了一次。

扫描时的探头定位

当获得一个纵向或矢状面视图时（图 1.13），换能器是沿着患者身体的长轴方向（即探头标记指向患者的头部）。这就意味着会在屏幕标志侧看到头侧的结构（这里指左侧）。

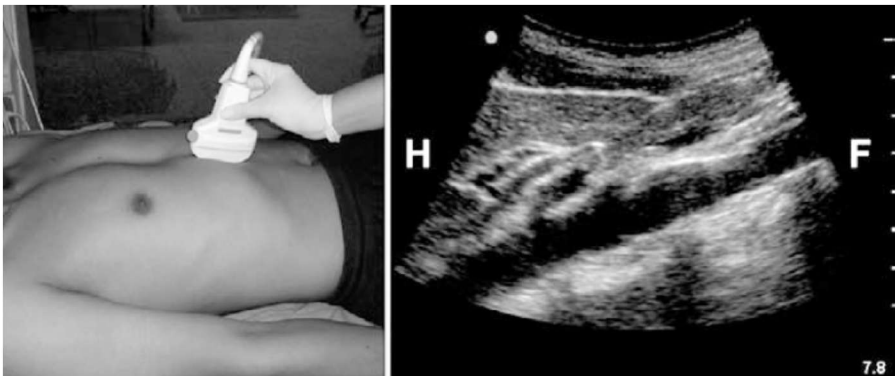


图 1.13 纵向或矢状面视图

左图示探头的纵轴位置，探头的屏幕标志为明显的圆点（右图）。

横向或轴向视图（图 1.14）的获取，是从患者身体的长轴旋转换能器 90°，产生一个横截面的视图。绝大多数情况下，探头标记应朝向患者的右侧。同样的，如果标记指向右侧，那么身体右侧的结构将出现在屏幕的标记侧。

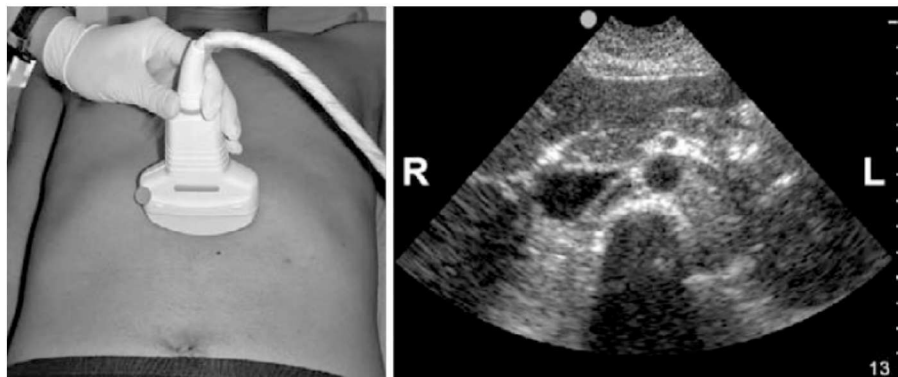


图 1.14 横向或轴向视图

左图示探头的横向位置，探头的屏幕标志为明显的圆点（右图）。

冠状视图（图 1.15）的获取，需要传感器放于侧位。探头的标记仍指向患者的头部，这样头侧结构显示于屏幕的左侧（标记侧）。最靠近探头的结构显示在屏幕的顶部，依照超声波束的方向，离探头最远的结构出现在屏幕的底部。

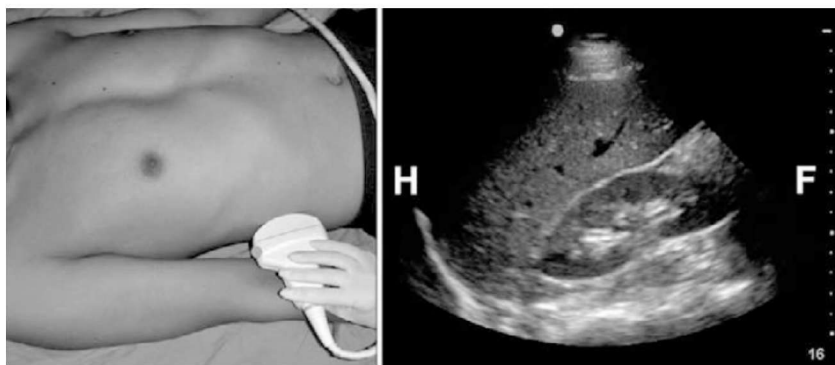


图 1.15 冠状视图

左图示探头的冠状位置，探头的屏幕标志为明显的圆点（右图）。

理解所形成的图像

回顾分析发现，一些惯例几乎已普遍被采用，将换能器产生的电信号转换成屏幕上的图像。我们说“几乎”是因为，正如之前提到的，心脏科医师已经翻转了屏幕标记：将标志放置在屏幕的右侧而不是左侧。因为床旁急重症超声检查，包含腹部和其他位置的图像，我们保留标记位于左侧，而描述探头位置时，相比于心脏科标准扭转了 180°。通过这样做，显示在屏幕上的图像将与心脏科超声图像相同。

同样，为了明白这些传统的观点，必须知道传感器的超声波束方向。惯例是将探头

指示或标记置于患者的右侧或头侧，而屏幕的标记应该在左侧（图 1.13~1.15）。

调整图像

有些超声仪允许操作者选择超声波束最窄部分的集中位置。通过调整聚焦区域（图 1.16），可以优化横向分辨率。聚焦的调整通常是由控制面板上的一个旋钮或上/下按钮装置进行的。



图 1.16 聚焦区
标志在屏幕右侧中点的小三角形。

聚焦深度通常作为一个指针显示在显示屏的一侧。通过移动指针到感兴趣的区域，超声波束会在该深度变窄来提高图像质量。不是所有的机器都具有这一手动设置功能，不过有一些机器会在屏幕的中点自动执行此功能。

另一个可以由操作者调整的参数是深度（图 1.17）。通过调整成像深度，操作者可以确保所关注的整个组织或结构被包括在屏幕上。深度的调整通常是由控制面板上的一个旋钮或上/下按钮装置进行的。厘米刻度尺通常位于显示屏的一侧，以指示所扫描组织的深度。



图 1.17 深度调整

从左向右展示了深度增加的改变。

增益控制，提供了调整显示屏上回波强度（图 1.18）的另外一项参数。换句话说，通过增加增益，整个超声场（即整个显示屏）变亮。当增益减小，超声场变暗。增益功能有点类似于调节立体声音响的音量——它增加了整体的量，但并不提高声音的质量。在诊断成像的情况下，它增加了亮度，但不增加每幅图像的像素。控制面板上的一个旋钮或向上/向下按钮允许操作者调整增益。增益功能对声功率没有影响。



图 1.18 增益控制

从左向右展示了增益增加的变化。

超声仪的时间增益补偿 (TGC) 控制, 允许操作者在不同深度调整增益 (图 1.19)。深部结构的回声更容易衰减, 是因为经过更多的组织。如果没有 TGC, 远场 (屏幕底部, 更深的组织) 总是显得比近场 (屏幕上方, 最接近探头的组织) 暗。TGC 可以提高远场返回的回声增益。有些仪器有一个按钮, 可让操作者调整近场以区分于远场。还有些仪器有多个滑块杠杆, 允许不同的扫描深度, 可以实现增益控制。图 1.20 显示了近场和远场增益对图像质量的影响。

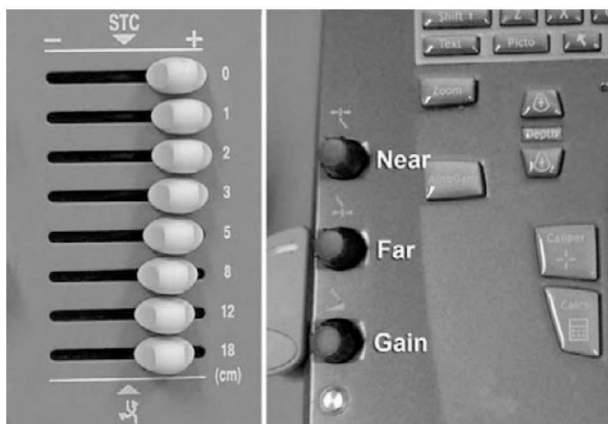


图 1.19 增益调整键和旋钮

时间增益补偿的调节可以使用移动键 (左) 和旋钮 (右)。不同的仪器, 调节的深度不同, 可以由操作者根据情况调节。



图 1.20 近场和远场增益对图像质量的影响

左图近场增益太高, 右图远场增益太高, 中间图像增益适中。

扫描模式

用于诊断超声的成像方式有很多。

A 型模式（幅度模式）是一种主要用于基础研究的成像方式，如今仍应用于眼科（图 1.21）。它使用一个示波器，将反射回来的振幅信息显示为纵轴，而深度信息为横轴。该模式没有图片，深度和振幅由图形表示。在图 1.21 中，纵轴表示返回到换能器的信号振幅，而深度是根据超声波束信号往返的时间算出来的。

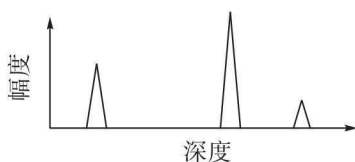


图 1.21 A 型模式

B 型模式（灰度模式）前面已经进行了描述，这就是我们用的诊断成像。B 超检查，就是通过使用先前讨论的灰度转换器，将这些振幅波形转换为图像。大多数超声仪的灰度现在能达到 256 级，能够区分组织/结构中的细微差别。如之前所提到的，每一个像素的灰度分配是基于信号的振幅或回波的强度。

M 型模式（运动模式）绘制的波形，在垂直轴上描述了感兴趣的组织/结构相对于换能器图像平面的运动（直线穿过组织结构），而在水平轴上则代表时间（图 1.22）。它通常与 B 型模式同时使用，以检查瓣膜的运动或测量记录胎儿的心脏活动。许多新的床旁超声机都拥有该项功能。

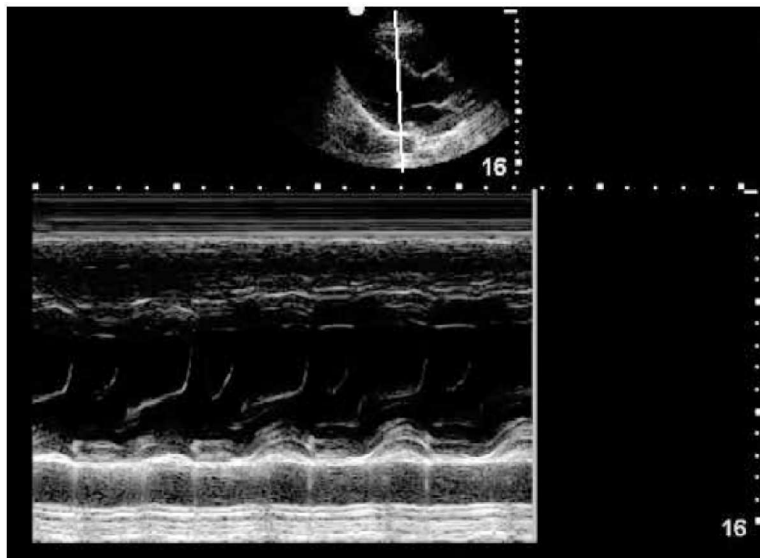


图 1.22 M 型模式

D 型模式（多普勒模式）是一种依赖于多普勒/频移原理的成像模式。以行驶之列