

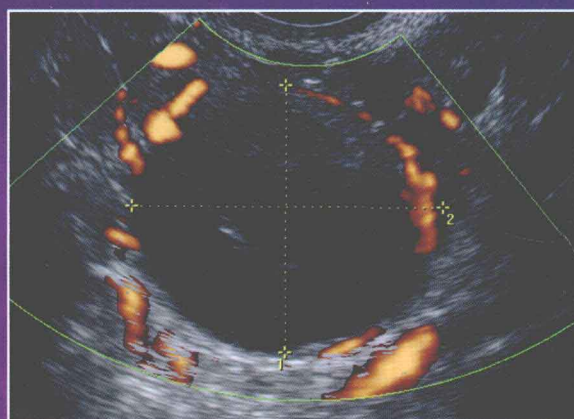
国际经典快读系列

妇产科超声基础教程

Basic Textbook of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology

■ 原著者 Badreldeen Ahmed

■ 主 译 戴 晴 孟 华 姜玉新



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

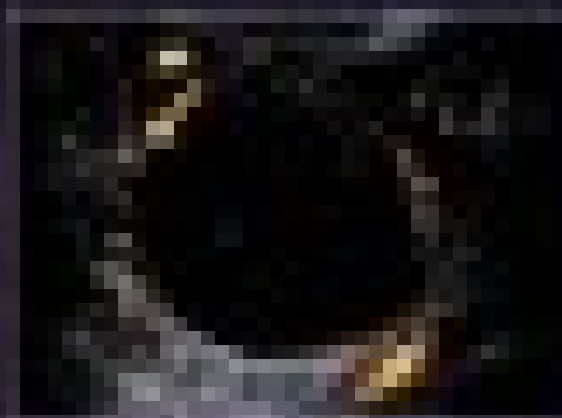
妇产科超声影像学系列

妇产科超声基础教程

Basic Textbook of Ultrasound in
Obstetrics and Gynecology

■ 主编 刘 伟 (Wei Liu)

■ 副主编 曹 颖 (Ying Cao) 李 颖 (Ying Li)



人民卫生出版社
People's Health Press

国际经典快读系列

妇产科超声基础教程

Basic Textbook of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology

原著者 Badreldeen Ahmed

主译 戴 晴 北京协和医院超声科 主任医师

孟 华 北京协和医院超声科 主任医师

姜玉新 北京协和医院超声科 主任医师

译者 谭 莉 徐钟慧 杨 萌 袁 岩 欧阳云淑

张一休 刘真真 鲁 嘉 王 亮 孝梦甦

苏 娜 杨 筱

主译单位 北京协和医院



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目 (CIP) 数据

妇产科超声基础教程 / (印) 艾哈迈德 (Ahmed, B.) 原著; 戴晴, 孟华, 姜玉新主译.
—北京: 人民军医出版社, 2011.9
(国际经典快读系列)
ISBN 978-7-5091-5075-7

I. ①妇… II. ①艾…②戴…③孟…④姜… III. ①妇产科病—超声波诊断—教材
IV. ①R710.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2011) 第 173977 号

Badreldeen Ahmed, Abdallah Adra, and Zehra Nese Kavak
Donald School Basic Textbook of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology
978-81-8448-297-3
Copyright © 2008 by Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd
All rights reserved.

Originally published in India by Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd
Chinese (in simplified character only) translation rights arranged with Jaypee Brothers Medical Publishers (P)
Ltd through McGraw-Hill Education (Asia)

本书封面贴有 McGraw-Hill 公司防伪标签, 无标签者不得销售。

版权所有, 侵权必究。

著作权合同登记号: 图字 军 - 2011 - 011 号

策划编辑: 郭 威 孟凡辉 文字编辑: 刘保顺 责任审读: 余满松

出 版 人: 石 虹

出版发行: 人民军医出版社 经 销: 新华书店

通信地址: 北京市 100036 信箱 188 分箱 邮 编: 100036

质量反馈电话: (010) 51927290; (010) 51927283

邮购电话: (010) 51927252

策划编辑电话: (010) 51927300-8037

网址: www.pmmp.com.cn

印、装: 三河市春园印刷有限公司

开本: 787 mm × 1092 mm 1/16

印张: 22 字数: 477 千字

版、印次: 2011 年 9 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 0001-3000

定价: 118.00 元

版权所有 侵权必究

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

本书共分为 25 章，分别从超声医学基础、产科超声和妇科超声三个部分全面系统地对妇产科超声进行了阐述。基础部分主要包括超声医学的物理学基础、超声技术、仪器以及安全性；产科部分包括正常和异常产科超声，有正常和异常早孕的超声检查、基本生物指标测量、超声推测胎龄、胎儿的生长发育、胎盘的超声检查、脐带的超声评估、双胎、正常胎儿解剖、胎儿畸形、胎儿中枢神经系统的超声检查、先天性缺陷产前诊断的伦理和法律问题、胎儿超声心动图、产科多普勒超声等；妇科超声包括宫颈功能不全的超声评价，子宫、输卵管的超声检查及超声评价良性盆腔肿块等。作为妇产科超声的基础读物，本书内容全面，讲解透彻，具有实用性和可读性，适合中低年资超声医师和妇产科医师阅读。

译者前言

超声检查是妇产科临床最重要的常规影像检查方法之一。超声技术的迅速发展也使从事妇产科超声专业的医师更加需要从广度与深度方面拓展与丰富自己的专业知识，提高超声诊断水平。

《妇产科超声基础教程》一书是在国际著名的妇产科超声培训学校，伊恩·唐纳德妇产科超声培训学校（Ian Donald Inter-University School of Medical Ultrasound）的基础课程与教材的基础上编撰而成的。

本书着重于基础和规范的妇产科超声检查，内容丰富翔实、阐述清晰明了，并配有大量图像资料；而且书的编写者有丰富的教学经验，在内容编排上力求更符合临床实用原则，方便读者阅读与理解，以了解与掌握基本、全面的妇产科超声专业知识，是一本较好的妇产科超声专业入门教材及基本读物。

翻译过程中，我们力图做到忠实、准确翻译原文，并力求语言流畅、言简意赅，但由于翻译人员的知识范围所限，翻译中可能存在错误或不足，敬请读者谅解并欢迎指正。

译者

2011年7月

原著前言

伊恩·唐纳德妇产科超声培训学校 (Ian Donald Inter-University School of Medical Ultrasound) 的发展业已被公认为医学全球化中最为成功的案例之一。目前,该校在全球已设有 37 个分校,在本书出版之时这一数字无疑仍在继续增加。所有培训学校均开设了高级培训课程,并为此刚刚发行了第 2 版配套教材,受到了广大读者的欢迎。然而,我们认为在开展高级培训内容的同时,不应忽视基础课程的开设以及相关教材的出版。在 Asim Kurjak 与 Frank Chervenak 等学校负责人的提议下,我与我的同事 (Zehra Nese Kavak, Istanbul 与 Abdallah Adra, Tripoli) 欣然接受了本书的编写工作。然吾等才疏学浅,担此重任诚惶诚恐。幸得诸位撰稿人的鼎力相助,所供章节内容丰富翔实,且附有大量原始图片资料。在此对各位专家表示衷心的感谢。人们常说当今是一个“墨迹尚新书已老”的年代。在超声技术迅猛发展的今天,如果您渴望不断改进自身的超声诊断水平,请参阅我们的教育季刊,作为本书的有益补充它将为您提供近几个月内技术及临床方面的最新发现。我们相信阅读本书不仅能够广博您的知识,亦能启迪您的思考。

Badreldeen Ahmed

目 录

第 1 章	超声医学的物理学基础	1
第 2 章	超声技术、仪器及安全性	13
第 3 章	正常及异常早孕的超声检查	34
第 4 章	基本生物指标的超声测量	51
第 5 章	超声推算胎龄	57
第 6 章	宫颈功能不全的超声评价	65
第 7 章	胎儿的生长发育	73
第 8 章	正常及异常胎盘的超声检查	78
第 9 章	脐带的超声评估	86
第 10 章	双胞胎	96
第 11 章	正常胎儿解剖及超声检查	115
第 12 章	胎儿畸形	151
第 13 章	超声检查不应忽视的胎儿异常	171
第 14 章	胎儿中枢神经系统正常发育及畸形的超声评价	191
第 15 章	超声与产前诊断	210
第 16 章	先天性缺陷产前诊断的相关伦理及法律问题	219
第 17 章	胎儿超声心动图检查	225
第 18 章	产科多普勒超声的应用	238
第 19 章	三维和四维超声的基本原理	244
第 20 章	妊娠期超声筛查	258
第 21 章	超声在辅助生育技术中的应用	278
第 22 章	子宫及子宫疾病的超声检查	297
第 23 章	超声评价良性盆腔肿块	311
第 24 章	输卵管超声	324
第 25 章	正常与异常卵巢的超声评价	333

超声医学的物理学基础

超声是一种有效的影像检查方法，可以进行结构及功能性显像，并提供丰富而全面的信息。为了更好理解超声的检查方法与影像资料中所蕴涵的信息，我们有必要先认识一下其物理学原理。本章将为读者介绍声波及压电晶体的物理特性，超声波在人体内的传播特点，声像图的形成原理及显像模式，以及超声波的生物效应。

超声是一种有效的检查方法，可以对我们身体的结构及功能进行显像，并提供丰富而全面的信息。由此可以了解受检者身体的功能状况，并能对异常情况进行识别。所有医学影像检查方法的基本原理是，首先对身体系统施以一定量的能量进行扰动，然后收集机体对该扰动的反应信息，而后者既可以是对机体与扰动能量间相互作用的测定，亦可以是对扰动能量自身衰减过程的测量。因此，为更好地理解检查方法以及提取影像资料中的相关信息，有必要首先认识一下其中的物理学原理。本章将重点介绍超声波的自然特性，与身体组织相互作用的某些物理学原理及其在图像上的表现。

一、声 波

超声检查中所使用的能量属于声波机械能。能够在空间中传播是此种能量的一个重要物理学特征。声波所传播的能量实际是粒子振动的机械能。所谓机械，是指其能够使传播介质中的粒子发生振动。由于声波在传播过程中的热效应，有可能会造成组织的损伤；同时也意味着声波在没有粒子的空间中是不能传播的。描述声波的参数有¹：波长（ λ ），频率（ f ），周期（ T ），振幅（ A ），以及传播速度（ v ）。这些参数之间的计算公式有： $\lambda = vT$ ， $f = 1/T$ 。

声源是在弹性介质中振动的物体，声源的振动频率即为声波的频率。声波主要以纵波的形式进行传播，在空间中携带有机械能的粒子，沿着声波的传播方向振动。这种传播方式导致传播介质中的局部压力及密度发生规律性的变化（图 1-1）。

声速是由传播介质的弹性及其密度所决定的。声速对温度的变化很敏感，但是在超声检查所使用的频率范围内，其受温度的影响很小。声波在空气中的传播速度最低，仅为 344 m/s，在均质液体中其传播速度随液体黏滞性的增加而逐渐升高，在固体弹性物质中其传播速度主要取决于杨氏弹性模量。而在非均质的介质中，如我们的身体，介质密度及黏滞性对声速的影响将变得十分复杂。描述组织自身不均质性及对声波传播能力影响的参数是组织的声阻抗，由介质的密度及声速计算得出， $Z = \rho v$ 。表 1-1 为部分生物组织的声阻抗数据。

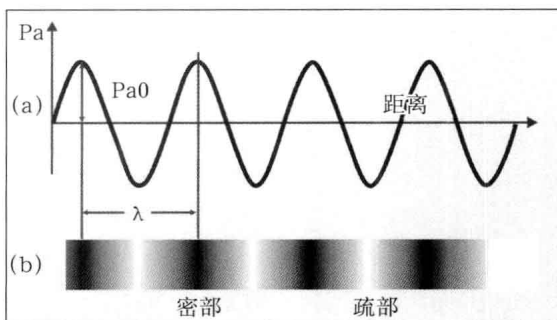


图 1-1 声波

(a) 某一观察时刻，传播介质中声源以远各处的声压分布；(b) 声波传播方向上振动粒子的疏密分布

¹ 频率是指 1 s 内振动的次数，其单位是 Hz；1 Hz 等于 1 s 振动 1 次。周期是指振动 1 次的秒数。振幅是指振动粒子相对于平衡位置的最大位移。波长是指相邻两振幅之间的距离。

表 1-1 室温下部分生物组织的声学参数

	密度 (kg/m^3)	传播速度 (m/s)	声阻抗 [$\times 10^6 \text{ kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$]	α (吸收系数)
空气	1.20	344	0.000 43	11.9
肺	400	650	0.26	
脂肪	920	1 467	1.33	0.60
水	1 000	1 520	1.48	2.2×10^{-4}
脑组织	1 030	1 504 ~ 1 612	1.55 ~ 1.66	0.85
肾	1 040	1 558	1.62	0.78
肝	1 566	1 566	1.66	0.96
心肌	1 070	1 561 ~ 1 626	1.67 ~ 1.74	1.3 ~ 3.2
颅骨	1 380 ~ 1 810	2 717 ~ 4 077	3.75 ~ 7.38	11.3 ~ 20

声波的强度是指声波在空间中所携带的能量，具体是指传播方向上垂直单位面积内、单位时间里声波所携带的能量，即声波能量的传播速度。强度 ($I=E/tS$) 的单位是 W/m^2 。声波强度是医学诊断中的重要参数，衡量声波与生物组织间相互作用的能量，因而对诊断检查的结果有重要影响。强度的另一个计算公式中包含有声源及传播介质的多项参数： $2I = A^2\omega^2\rho v$ ，其中 A 是振幅， ω 是声源频率， ρv 是传播介质的声阻抗。在该强度公式中，振幅与频率呈反比关系，即对于一定的声波强度，声波的频率越高其振幅越小。前文中我们曾经提到，声波可以表现为疏密区域的规律交替分布，或者局部压力的规律变化。有无声波传递时的压力差异即为声压。另一个包含谐声波压力幅度的声波强度计算公式是： $I = \rho_a v^2 / (2\rho v)$ 。

根据机体与声波机械能的不同相互作用，存在三种主要的频域：次声、可听声及超声。可听声的频率范围是 $20 \sim 20\,000 \text{ Hz}$ ，其强度范围是 $10^{-12} \sim 10 \text{ W}/\text{m}^2$ 。次声的频率低于 20 Hz 。地震及大气压变化所引发的声波频率在该范围内。人体器官的共振频率亦属其中。

超声的频率高于 20 kHz 。这些频率的声波与我们机体的相互作用是可以忽略，因此可以将这些能量应用于诊断检查。医学诊断检查所使用的频率为 $1 \sim 20 \text{ MHz}$ ，其声强度是 $10 \sim 10^3 \text{ W}/\text{m}^2$ （医学教科书中常表示为 $1 \sim 100 \text{ mW}/\text{cm}^2$ ）。

二、超声波的声源及探测器——压电晶体

超声波的声源是压电晶体。这种物质可以通过负压电效应²，将振动电场的能量转换为声波的机械能。同时在受到声波的机械扰动时，该种晶体亦可通过压电效应将形变的机械能转换为晶体侧面间的电压，由此我们可以对声波的各项参数进行测量。

² Jacques 与 Pier Curie 兄弟于 1880 年首次描述并解释了压电效应。他们发现某些晶体的机械形变可以使其两侧面间产生电压。而将这些晶体置于变化的电场中，又可以出现机械形变。晶体的诱导振动频率与电场的变化频率一致。十分重要的发现是，晶体对外界刺激的反应极为灵敏，因而可以诱导出很高频的振动，即 $10^3 \sim 10^9 \text{ Hz}$ 。

在弹性介质中，压电晶体可以同时发挥声源及探测器的双重功效。双向转换的效率（即作为声源时将电能转换为机械能，而作为探测器时将机械能转换为电能）受晶体自身厚度的影响很大。共振条件下的能量转换效果最佳，而这需要晶体的自身频率与声波频率一致。当晶体厚度为波长一半的时候即可达到这种状态。另一方面，声波的强度与晶体的几何形态无关。因此，同一个探头可既作为高强度声源，又可作为极低强度信号的探测器。超声探头由非常薄的晶体构成，晶体厚度仅不到 1 mm。最常使用的材料是铁电陶瓷、锆钛酸铅（PZT）或可塑性聚偏氟乙烯（PVDF）。这些材料的压电效率很高，并且塑形方便。压电晶体的两侧包夹有菲薄的银电极。通常朝向身体的电极是接地的。当对侧电极经共轴电缆与电源相连时，探头即作为超声声源，而当其与示波器相连时探头即作为超声探测器。为了优化分辨率，超声波的脉冲持续时间很短，通常为 1 μ s 或者更短。因此晶体振动的衰减过程需要很快速。高频探头在这方面具有优势，并具有更佳的图像分辨率。但是由于高频探头的穿透力有限，因此，仅能用于检查声源附近的结构。为了获取优质的图像，声束需要很窄并仅指向特定的方向。因此，在晶体的后方有大量的声衰减材料，并且整个探头就被包绕在一个声波绝缘体内（图 1-2）。

表 1-2 中列出了诊断检测设备的常用参数。

检查方法十分简单。超声探头常置于体表，并向体内发射高频短脉冲。反射波返回声源所需的时间，包含了脉冲传播途径中不同结构的位置信息。但是由于频率越高机体对声能的吸收越强，因而越是深部的组织其分辨率越差。为此人们研发出一些可以放置在多种体腔之内的新型探头，如经阴道探头、经直肠探头及经食管探头等。由于距离的缩短，这些新型探头可以使用更高的检测频率，来获取人体内部器官更为优质的图像。

因用途不同，探头可有不同的形状。线阵探头所产生的图像是矩形的，常用于浅表器官组织的检查。扇形探头的图像是三角形的，其常用于心脏的检查，有时亦可用于内部脏器的检查。凸阵探头用于内部脏器的检查。

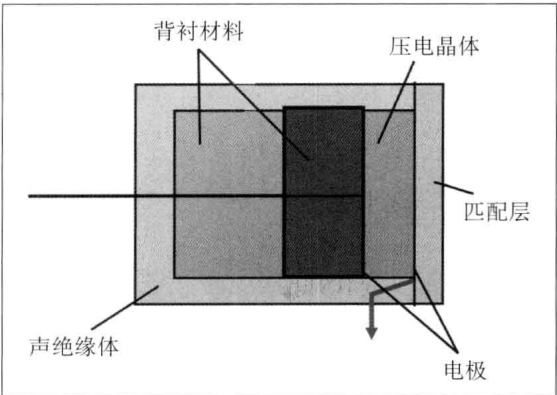


图 1-2 超声探头

晶体厚度为 $\lambda/2$ ，以便产生共振；匹配层的厚度是 $\lambda/4$ ，且其声阻抗经过匹配，以便使进入组织的能量能够最大化；声波绝缘体阻断了声波在各个方向上的传播，使超声波仅在特定方向的平面上发射

表 1-2 超声检测仪器的参数	
频率	0.5 ~ 20 MHz
脉冲长度	0.2 ~ 2 ms
脉冲重复频率	50 ~ 1 500 s ⁻¹
平均声强	0.25 ~ 25 mW
强度	1 ~ 100 mW/cm ²

三、声波的衰减

声波穿过非均质介质时, 能量将会随距离的增加而逐渐减少。能量的减少源于其在介质中所发生的吸收、反射及散射现象。反射与散射仅是改变声波传播的方向, 而吸收作用则会因摩擦效应将所吸收的声能主要转化为热能。

声能的吸收表现为声波振幅的降低, 以及由此造成的声波强度或声压的减少。声波强度的减少与深度之间存在指数关系, $x: I(x)=I(0)e^{-ax}$ 或者 $p(x)=p(0)e^{-a'x}$, 其中 a 是吸收系数³, 该系数取决于组织特性及声波频率。频率越高吸收系数越大, 这意味着高频声波在组织中更易被吸收。半价厚度是指可以使最初能量衰减至一半的组织厚度, $x_{1/2}=\frac{\ln 2}{2\alpha}$ 。半价厚度随频率的升高而减少, 这使得在临床应用中检测频率存在上限。

诊断检测中声能的吸收亦有一些益处, 这主要是源于衰减与频率之间复杂的函数关系。有时可用于对称器官的显像, 并对它们的功能进行比较。

四、反射与透射

当声波遇到两种介质间的界面时, 部分能量将被透射, 而部分能量将被反射回来。用声阻抗来描述这两种介质。被反射的声波保持原有传播速度但是方向发生了改变。被透射的声波继续向前传播, 方向仅有些许变化, 但是传播速度会发生改变。如果波长远小于界面本身的大小, 声波将遵从经典的反射及折射法则 (图 1-3)。对于反射, 反射角等于入射角, $\theta(\text{反射})=\theta(\text{入射})$; 对于透射, 其角度关系与声波在两种介质中的传播速度有关: $\frac{\sin \theta_i}{v_i} = \frac{\sin \theta_t}{v_t}$, 如果入射角为零则透射波不改变传播方向, 且反射波为反向传播。这一点在诊断检查中十分重要。

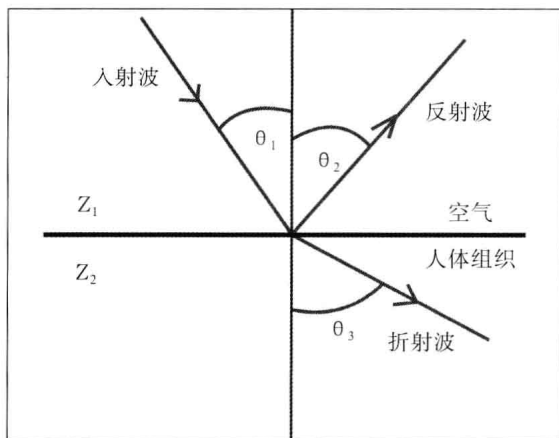


图 1-3 平面波在平界面上的反射与折射

声阻抗的比值决定了反射与透射波的强度。而反射与折射角度仅取决于声波在介质中传播的速度

³ 吸收系数的单位是分贝/cm 或者奈培/cm。当使用分贝 (dB) 作为单位时, 其可表示为强度比, $\alpha = 10 \ln \frac{I(x)}{I(0)} \text{ np/cm}$; 当使用奈培 (np) 作为单位时, 其可表示为声压比, $\alpha' = \frac{1}{x} \ln \frac{p(0)}{p(x)} \text{ np/cm}$ 。两者间的转换公式是 $(\text{dB/cm}) = 8686 a \text{ (np/cm)}$ 。

声波的反射与透射能量完全取决于界面两侧介质的声阻抗情况。压力 / 强度的反射与透射系数的计算需要符合界面条件, 即压力与粒子速度在通过界面时应是连续性的:

$$\frac{I_V}{I_0} = \left(\frac{Z_2 \cos \theta_1 - Z_1 \cos \theta_3}{Z_2 \cos \theta_1 + Z_1 \cos \theta_3} \right)^2 \quad \text{或} \quad \frac{I_2}{I_0} = \left(\frac{4Z_2 Z_1 \cos^2 \theta_1}{Z_2 \cos \theta_1 + Z_1 \cos \theta_3} \right)^2$$

如果是沿法线入射 (即入射角为 0), 则强度系数为

$$\frac{I_V}{I_0} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad \text{或} \quad \frac{I_2}{I_0} = \left(\frac{4Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

需要强调的是, 在界面两侧介质的声阻抗基本相同时透射程度是最大的, 反射则是可以忽略的。而当两侧介质的声阻抗相差很大的时候, 反射的程度最大, 如在两种软组织间的界面: 肌肉与脂肪, 仅有 1% 的声能被反射, 此时仅刚刚能被探测到这一界面。而在软组织与骨骼间, 反射程度却很强, 此时透过骨骼的能量很小或几乎没有, 因而不能探测到界面后方的情况。在空气与软组织间的界面上, 几乎为完全反射 (99.9%)。耦合剂可以克服这种声阻抗的差异, 将其涂抹在体表可以消除探头与身体之间的空气。而这种声阻抗上的差异使得我们很难使用超声波对肺的内部结构进行探查。

一种有效的诊断检查方法应既能探查声阻抗差异很大的界面, 也能探查声阻抗差异相对很小的界面。为使声波在体内透射, 回声信号需要很小, 以便大部分能量得以继续在体内透射, 因此, 不同地方的声阻抗水平需要相近。另一方面, 一种有效的超声成像方法要求可以探测到声阻抗差异很小的界面所反射的信号。

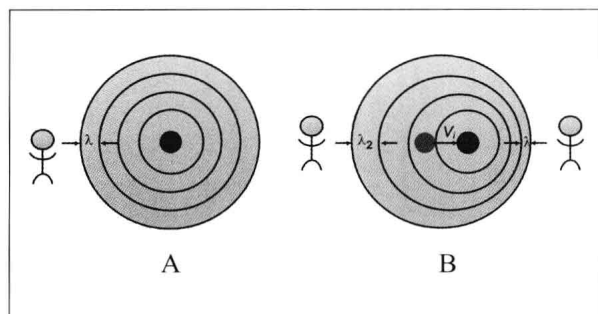
生物组织的基本影像由垂直于声束传播方向的界面的反射信号形成。其他附加信息则从一些小型的不均质体的散射信号中获取。散射与反射有赖于组织的弹性, 某一组织的声像图表现主要取决于其中的结缔组织成分。结缔组织及结缔组织含量很高的组织均具有较高的声阻抗。血管的声阻抗较周围组织高, 因而显像更为清楚。但需要强调的是, 结缔组织的声衰减亦十分明显。其半价宽度非常小 (1 MHz 条件下胶原的仅为 2.7 cm), 因此, 仅有非常少量的能量可以穿过这样的组织, 其后方的结构因而显示不清, 此即为声影。

五、多普勒效应

多普勒效应是一种物理现象, 主要表现为所探测到的声波频率与声源的频率不一致 (之前我们曾提到, 频率决定于振动源的频率, 并且在不同传播介质中不会发生改变)。当声源与探测器之间存在相对运动时即会出现多普勒效应 (图 1-4)。由于物体的运动速度将会叠加到声波传播的速度上, 因而频率的改变与物体的相对运动方向有关。如果声源或探测器保持静止, 探测到的频率在两者相近时增加, 而在相离时降低; 如果两者均在运动, 则新频率为 $f_p = f_0 \frac{v + v_d}{v - v_s}$ 。其中 f_0 是发射频率, f_p 是探测频率, 而 v , v_d , v_s 分别是声波、探测器以及声源的速度。频率的变化, $\Delta f = f_0 - f_d$, 即为多普勒频移。

图 1-4 多普勒效应

A. 如果声源与探测器均为静止的, 所测到的频率与发射频率一致。B. 如果声源向着静止的探测器靠近, 所检测到的频率将会升高, 如果远离则会减低。实际声源频率与所测频率之间的差异即为多普勒频移。其与声源或探测器的运动速度有关



$$\Delta f_d = f_0 - f_0 \frac{v + v_d}{v - v_s} = f_0 \frac{v_s - v_d}{v}$$

在诊断测量时, 回声声束是被静止的探测器接受到的, 因此, 多普勒频移仅在反射界面移动时才会出现。这一界面既是运动的探测器, 同时也是运动的声波发射器。探测器测得的频移与反射界面的运动速度 (v_b) 有关。

$$\Delta f = f_0 \frac{2 v_b}{v}$$

六、声像图

超声波在非均质生物组织中的反射与散射被用于两种诊断检测方法。一种是根据反射信号可以给出脏器的大小与形态信息的声像图, 而另一种方法, 相干散射, 则可以探测有关脏器内部结构的信息。

声像图在诊断中的优势是毋庸置疑的。可以测定激发超声脉冲⁴到达组织中反射界面而后返回声源所需的时间。对所有探测到的返回脉冲, 均按相关公式计算其延迟时间。返回脉冲的强度反映了界面两侧的声阻抗比值, 但是其与传播途径上能量吸收的程度亦关系密切。因此, 反射脉冲的间隔时间比回声强度更具诊断价值。超声图像所示的是体表至脊柱之间反射界面的分布情况, 但是其中仅含有与传播方向相垂直的界面。

七、超声检查的分辨率

超声脉冲的形状决定了其探测的分辨能力。超声脉冲的范围及其性质在人体内传播的过程中会发生改变, 并且这是决定图像质量的首要因素。如果在整个系统中观察超声声束, 会发现两个不同的区域。发射器外狭窄的第一个区域是非涅尔 Fresnel 区。

⁴ 脉冲是在声波激发的有限时间内所产生的, 其中所包含机械能的含量十分精确。根据标准, 脉冲仅持续 2 ~ 3 个波长, 可以由振动次数与波长相乘得出, 而单位是厘米。脉冲持续的秒数等于振动次数除以波频。频率越高的脉冲其波长越短。随着声波在组织中的穿行, 其分辨率将逐渐下降。这可以由声波运动的普通物理特征来解释。声源的发射频率围绕额定频率, 存在一特定的频率波动范围。在体内的穿行过程中, 高频声波会被强烈吸收, 而这会导致脉冲空间宽度的加长, 以及分辨率的降低。

其形状及范围受限于发射器的尺寸与范围以及声波的频率，其强度随声波频率而振动。第二个区域是费朗和费区，其远离发射器，声束逐渐分散，且强度随传播距离的延长而均匀降低。菲涅尔区越长，深处图像的分辨率就越高（图 1-5）。

声束垂直切面的声场是不均匀的，但是其强度沿着与传播方向垂直的平面而分布。在医学应用中，常测量声场的空间峰值强度（SP）与空间平均强度（SA）。这两个参数十分重要，反映了超声波在生物系统内的生物效应（图 1-6）。

超声图像的质量取决于其分辨率。分辨率是图像中的最小可分辨距离。其衡量单位是毫米。最大分辨率受限于波长及脉冲宽度。图像的分辨率包括两个部分：一是沿声波传播方向的轴向分辨率；一是垂直于传播方向的横向分辨率（图 1-7）。

轴向或纵向分辨率是指在传播途径中反射界面间的最小可分辨距离。其受限于空间脉冲长度（SPL，等于声波脉冲内振动次数与波长的乘积）。只有当 SPL 不小于两个波长时，相邻的两个回声才能被区分。因此，最大分辨率是由波长决定的。对于高频声波，诊断中更常使用纵向弛豫（ $SPL/2$ ）。应始终强调，声波在组织中穿行时分辨率会逐渐

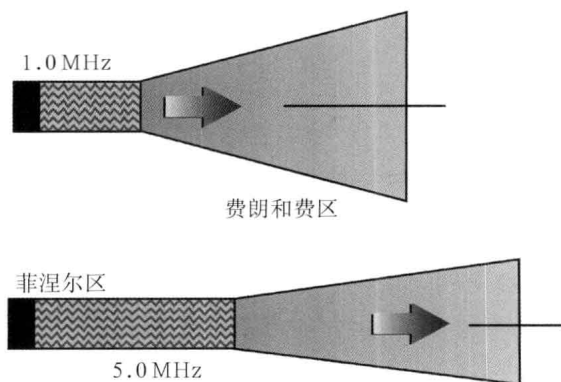


图 1-5 超声声束的特点

近场的菲涅尔（Fresnel）区的形状主要依赖于探头的尺寸和声波的波长（ λ ）。在该区内随距离增加强度迅速降低但是声束的宽度基本固定。在远场的费朗和费（Frannhofer）区，强度平缓下降，声束的宽度随距离增加而增大

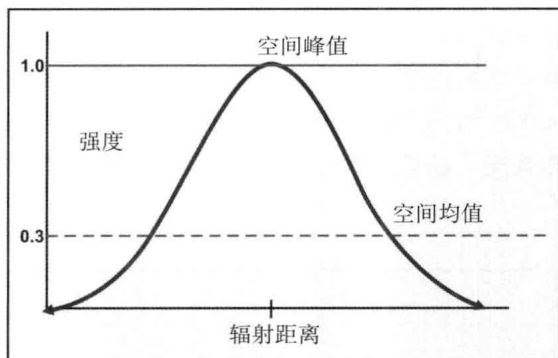


图 1-6 远场侧束的特征

横向分辨力主要取决于声束的横向强度特点。空间平均强度的宽度决定了声束的宽度。当两个物体之间的距离大于声束的宽度时，便可以在图像中被分辨开来

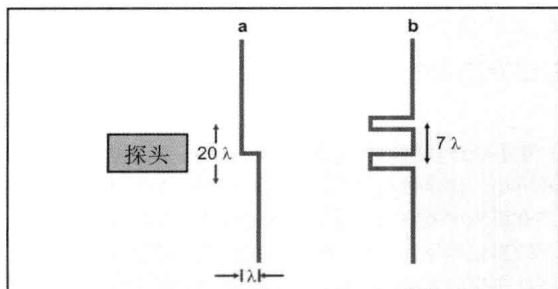


图 1-7 轴向及横向分辨率

(a) 轴向分辨率是传播方向上的分辨率。其根本上取决于波长。脉冲应足够短，以便邻近界面的两个回声不会发生重叠。对于频率为 10 MHz 的声波，长度为 $1\mu\text{m}$ 的脉冲内仅含有 10 次振动。(b) 横向分辨率一般相对偏小，因为其取决于脉冲宽度，而后者与探头的尺寸有关

降低, 因为频率越高声波的吸收越强⁵。

为显示反射界面的结构, 需要能够分辨出与传播方向垂直的两平行界面的反射回声, 这即为横向分辨率。横向分辨率通常小于纵向分辨率。其在几个波长范围内, 并取决于超声探头、波频及所观察界面在体内的深度⁶。

八、信号显示模式

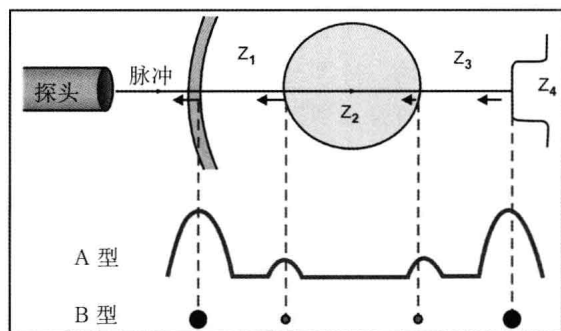
超声的成像原理是其能够成为一种二维断层显像技术。对于相邻界面反射的超声波, 探测器所测量的其实是反射间隔内探头中压电晶体的电压变化。这之后电压信号被放大, 并根据其与时间的函数关系转换为可视信号显示在监视器上。探测结果的显示方式有很多种 (图 1-8)。

1. A 型超声 A 型超声所显示的是反射超声波在不同时间上的振幅。由于时间与距离之间的确定关系, A 型超声所呈现也是传播方向上不同反射界面的分布情况。

2. B 型超声 B 型超声在示波器上通过不同强度的光点表现回声的强度。示波器的 Y 轴本身并不反应信号的振幅, 但是由于高振幅电子束的宽度更宽因而光点更亮。光点的强度可以半定量的反映出界面两侧介质的声阻抗关系。该显像方式的分辨率偏低。可以调节示波器的敏感性, 以便仅显示所需阈值振幅以上的回声。这是一种双态显像, 所有光点的亮度要么相同, 要么均不显示。这种显像方式的分辨率良好, 但是缺乏界面性质方面的信息。强度阈值的升高, 会无法显示相近声阻抗界面间的反射, 而仅显示出声阻抗差异较大的界面。低阈值有利于呈现组织内部的不均质信息。使用灰阶⁷后, 图像中将包含有关界面结构及性质的信息。

图 1-8 A 型超声与 B 型超声

在不同声阻抗组织内传播的超声脉冲, 在遇到界面时会发生部分反射与透射, 探头会探测到回声。根据其到达时间, 入射的回声被显示在示波器上。回声间的距离反映了反射界面间的远近。回声强度可以半定量的反应界面的某种性质。对于 A 型超声, 振幅代表强度, 而在 B 型超声中则是由亮度代表回声的强度



⁵ 频率为 1.5 MHz 的声波在水中的分辨率为 2 mm。在儿科超声心动检查中 7 MHz 声波的分辨率为 1 mm, 而眼科检查中 20 MHz 声波的分辨率为 0.2 mm。

⁶ 为分辨水深 10 m 处同一垂直平面内两界面的位置, 3 MHz 声波的脉冲宽度应小于 1 cm。此时的分辨率为 5 mm。

⁷ 在灰阶成像中, 不同强度的回声表现为不同色度的灰色, 并可以增添界面性质的相关信息。但是由于传播过程中声能的吸收, 强度会逐渐降低, 因此, 强度对于诊断并不是一个可靠的参数。为了修正声波在体内的吸收, 设置了一个专门的放大器, 按照时间的对数关系通过加大增益对回声强度进行校正。如果衰减的差异明显可能会出现一些伪像, 如高吸收体后方的结构会因为校正不足而显示模糊。但是同时这一伪像也可以帮助我们更容易辨认某些物体, 如肾结石。