

主编/焦明德

实用腹部超声诊断学

主编 焦明德

实用腹部超声诊断学

北京医科大学

R445.1

MD

1

大学联合出版社

北京医科大学 中国协和医科大学 联合出版社

99993

实用腹部超声诊断学

主 编 焦明德
编著者 焦明德 焦宇飞 高岩山 田家玮
丁 华 尹新华 李茹萍
绘 图 焦明德 高岩山

北京医科大学
中国协和医科大学 联合出版社

C0165243



[京]新登字 147 号

实用腹部超声诊断学

焦明德 主编

责任编辑:常世襄 陈永生

*

北京医科大学 联合出版社出版
中国协和医科大学

四方计算机照排中心排版

唐山市胶印厂印刷

新华书店北京发行所发行

*

787×1092 毫米 1/16 20 印张 498 千字

1993 年 12 月第一版 1994 年 12 月北京第 2 次印刷

印数: 2001---4000

ISBN 7-81034-211-8/R·211

定价: 25.30 元

前 言

自本世纪 50 年代 Holmus 和 Donald 将超声技术用于诊断腹部疾病以来,随着仪器性能的逐渐提高,检查技术的日臻完善和诊断经验的不断丰富,腹部超声诊断学已迅速发展成为超声医学的一个重要分支。它不仅在应用范围、正确诊断率和实用价值等方面可以同 X 线、核医学、CT、磁共振等影像诊断技术相媲美,而且由于具有设备简单、安全无害、检查快速、反映客观、费用低廉、可重复检测和床边检查等优点而成为腹部疾病诊断中首选的检查方法。

为适应腹部超声诊断工作迅速发展的需要,在同行们的建议和鼓励下,编者们在哈尔滨医科大学医学系本科物理诊断专业定向班所用《腹部超声诊断学》讲稿的基础上,参考近年来国内外有关文献资料,并结合自身的临床实践体会,编写了这本《实用腹部超声诊断学》。

本专著的目的是使繁忙的医师花费较少的时间,就能掌握有关某一腹部疾病的超声诊断知识。为此,本书力求言简意赅,条理清晰,图文并茂,对每种疾病均按病因病理、临床表现、声像图特点的顺序进行系统介绍,查阅方便,节省时间,实用性强。本书可作为超声医师、影像诊断医师、临床医师和医学院校学生的参考用书。

鉴于线条图可使形象中不必要的部分略去,从而突出重点部位,并能用点、线、面、角度等形象把数据之间的关系直观地表达出来,还能消除用非铜版纸印刷照片图时所致影像模糊不清、无法参阅的弊病,本书全部插图均绘制成线条图。

本书各章节中有关疾病的病因病理部分,均由哈尔滨医科大学病理解剖学教研室焦宇飞讲师编写。

超声医学的发展十分迅速,而编者们的水平有限,因此书中不足或错误之处在所难免,敬请广大读者批评指正。

焦明德

1992 年 5 月于哈尔滨医科大学

目 录

第一章 超声诊断的物理基础.....	(1)
第一节 超声的基本物理特性.....	(1)
第二节 超声生物效应及超声诊断的安全剂量	(10)
第二章 超声诊断的基础知识	(14)
第一节 超声诊断中常见的回声类型	(14)
第二节 超声诊断的依据	(14)
第三节 超声诊断的原则	(16)
第四节 超声检查中的伪差	(17)
第五节 腹部超声显像报告单的书写内容	(20)
第三章 肝脏疾病的超声诊断	(23)
第一节 应用解剖	(23)
第二节 肝脏超声检查的临床适应证和实用性	(26)
第三节 肝脏的扫查方法、径线测量和正常参考测值.....	(27)
第四节 正常肝脏的声像图	(29)
第五节 肝脏局限性病变的超声诊断	(32)
第六节 肝脏弥漫性病变的超声诊断	(47)
第七节 腹水的超声诊断	(56)
第四章 胆道系疾病的超声诊断	(58)
第一节 应用解剖	(58)
第二节 胆道系超声检查的临床适应证和实用性	(60)
第三节 胆道系的扫查方法和正常参考测值	(61)
第四节 正常胆道系的声像图	(64)
第五节 胆系炎症的超声诊断	(65)
第六节 胆系结石的超声诊断	(72)
第七节 胆系肿瘤的超声诊断	(80)
第八节 胆囊增生性疾病的超声诊断	(84)
第九节 先天性胆系疾病的超声诊断	(86)
第十节 胆道蛔虫病的超声诊断	(90)
第十一节 梗阻性黄疸的超声诊断	(91)
第十二节 胆系的脂餐试验	(93)
第五章 脾脏疾病的超声诊断	(95)
第一节 应用解剖	(95)
第二节 脾脏超声检查的临床适应证和实用性	(95)
第三节 脾脏的扫查方法、径线测量和正常参考测值.....	(96)
第四节 正常脾脏的声像图	(98)

第五节 弥漫性脾肿大的超声诊断	(98)
第六节 局限性脾疾病的超声诊断	(99)
第六章 胰腺疾病的超声诊断	(103)
第一节 应用解剖	(103)
第二节 胰腺超声检查的临床适应证和实用性	(105)
第三节 胰腺的扫查方法、径线测量和正常参考测值	(105)
第四节 正常胰腺的声像图	(107)
第五节 胰腺炎症的超声诊断	(109)
第六节 胰腺囊肿的超声诊断	(114)
第七节 胰石症的超声诊断	(117)
第八节 胰腺肿瘤的超声诊断	(118)
第九节 胰头部小肿瘤的鉴别	(123)
第十节 胰腺疾病的超声正确诊断率	(124)
第七章 肾脏疾病的超声诊断	(125)
第一节 应用解剖	(125)
第二节 肾脏超声检查的临床适应证和实用性	(126)
第三节 肾脏的扫查方法、径线测量和正常参考测值	(127)
第四节 正常肾脏的声像图	(129)
第五节 肾脏伪肿瘤的超声诊断	(131)
第六节 肾发育异常的超声诊断	(135)
第七节 肾积水的超声诊断	(138)
第八节 肾囊肿的超声诊断	(142)
第九节 肾血管性疾病的超声诊断	(147)
第十节 肾肿瘤的超声诊断	(147)
第十一节 肾感染症的超声诊断	(152)
第十二节 肾结石的超声诊断	(156)
第十三节 内科肾疾病的超声诊断	(158)
第八章 膀胱、前列腺疾病的超声诊断	(162)
第一节 应用解剖	(162)
第二节 膀胱、前列腺超声检查的临床适应证和实用性	(163)
第三节 膀胱疾病的超声诊断	(164)
第四节 前列腺疾病的超声诊断	(168)
第九章 肾上腺疾病的超声诊断	(174)
第一节 应用解剖	(174)
第二节 肾上腺的扫查方法和正常参考测值	(174)
第三节 正常肾上腺的声像图	(175)
第四节 肾上腺皮质功能亢进的超声诊断	(175)
第五节 嗜铬细胞瘤的超声诊断	(176)
第六节 肾上腺转移瘤的超声诊断	(177)

第七节	肾上腺肿块的声像图比较	(177)
第十章	妇科疾病的超声诊断	(179)
第一节	应用解剖	(179)
第二节	子宫和附件超声检查的临床适应证和实用性	(180)
第三节	子宫和附件的扫查方法、径线测量和正常参考测值	(182)
第四节	正常子宫和附件的声像图	(183)
第五节	先天性子宫发育异常的超声诊断	(186)
第六节	子宫肌瘤的超声诊断	(188)
第七节	子宫肌腺病的超声诊断	(190)
第八节	子宫内膜癌的超声诊断	(191)
第九节	宫内节育器的超声检查	(192)
第十节	子宫疾病的声像图鉴别及子宫异常声像图的病因	(193)
第十一节	非赘生性卵巢囊肿的超声诊断	(194)
第十二节	卵巢肿瘤的超声诊断	(195)
第十三节	盆腔炎性肿块的超声诊断	(205)
第十一章	妊娠子宫的超声诊断	(207)
第一节	妊娠子宫超声检查的临床适应证和实用性	(207)
第二节	孕卵及胎儿发育	(208)
第三节	正常妊娠子宫的超声诊断	(209)
第四节	胎儿孕龄的超声估测	(210)
第五节	胎盘成熟度的超声诊断	(215)
第六节	流产的超声诊断	(216)
第七节	异位妊娠的超声诊断	(218)
第八节	多胎妊娠的超声诊断	(220)
第九节	胎儿宫内生长迟缓的超声诊断	(221)
第十节	胚胎停止发育和死胎的超声诊断	(223)
第十一节	胎儿畸形的超声诊断	(224)
第十二节	胎盘与脐带疾病的超声诊断	(228)
第十三节	羊膜疾病的超声诊断	(231)
第十四节	滋养叶疾病的超声诊断	(232)
第十二章	胃肠疾病的超声诊断	(235)
第一节	应用解剖	(235)
第二节	胃肠疾病超声检查的临床适应证和检查方法	(236)
第三节	胃肠道正常声像图	(238)
第四节	胃癌的超声诊断	(241)
第五节	胃平滑肌肉瘤的超声诊断	(246)
第六节	胃息肉的超声诊断	(246)
第七节	胃幽门肥厚(HPS)的超声诊断	(247)
第八节	胃炎的超声诊断	(248)

第九节	胃、十二指肠溃疡的超声诊断	(248)
第十节	结肠癌的超声诊断	(250)
第十三章	急腹症的超声诊断	(251)
第一节	急腹症的临床知识	(251)
第二节	急腹症超声检查的临床适应证和实用性	(252)
第三节	急腹症的超声检查方法	(252)
第四节	胆道系统急腹症的超声诊断	(254)
第五节	胰腺急腹症的超声诊断	(257)
第六节	消化道急腹症的超声诊断	(258)
第七节	肝脏急腹症的超声诊断	(262)
第八节	肾脏急腹症的超声诊断	(263)
第九节	腹主动脉急腹症的超声诊断	(263)
第十节	妇产科急腹症的超声诊断	(266)
第十一节	腹部创伤的超声诊断	(267)
第十四章	腹膜后肿瘤的超声诊断	(273)
第一节	应用解剖	(273)
第二节	腹膜后肿瘤的病理分类	(273)
第三节	腹膜后肿瘤的临床表现	(274)
第四节	腹膜后肿瘤的声像图特点	(274)
第五节	腹膜后转移性淋巴结肿大的超声诊断	(277)
第十五章	应用超声和 CT 诊断腹部疾病的比较	(279)
第一节	US 和 CT 优缺点的比较	(279)
第二节	临床应用适应证的比较	(280)
第三节	肝脏局限性病变的影像比较	(282)
第四节	肝脏弥漫性疾病的影像比较	(285)
第五节	胆道系统疾病的影像比较	(286)
第六节	胰腺疾病的影像比较	(287)
第七节	肾脏疾病的影像比较	(288)
第八节	膀胱和前列腺疾病的影像比较	(289)
第九节	子宫与附件疾病的影像比较	(290)
第十六章	介入性超声在腹部疾病诊断中的应用	(292)
第一节	实用价值	(292)
第二节	适应证和禁忌证	(295)
第三节	基本技术	(298)
参考文献		(300)
附录一	B 型超声诊断仪的验收、安装和调试程序	(307)
附录二	腹部超声诊断常用英文略语	(310)

第一章 超声诊断的物理基础

第一节 超声的基本物理特性

一、超声波的概念

物体振动频率超过人耳听阈上限的声波，称为超声波，其频率范围为 $20\,000\text{Hz} \sim 10^{13}\text{Hz}$ ，医学诊断用频率为 $0.8 \sim 32\text{MHz}$ ，腹部超声成像所用频率范围为 $2 \sim 5\text{MHz}$ 。

医用超声诊断仪所发射的超声波，是以压电晶片作为振动源而产生的，在人体内是以纵波的方式传播，即在波动中，质点的振动方向和波的传播方向互相平行。纵波在固体、液体和气体介质中均可传播。

二、超声的频率

在单位时间（秒）内，介质质点完成全振动的次数，称为频率（ f ），其单位为赫兹（Hz）。

医学诊断用超声频率的选择，主要根据受检脏器（或组织）的深度和病灶的大小。在人体内最高分辨率接近于声波的半波长，即 $1/2\lambda$ 。根据 $\lambda = c/f$ 的公式，频率、波长和最高分辨率的关系见表 1-1。超声在人体软组织中传播速度为 $C = 1,500\text{m/s}$ 。波长 λ （ λ ）的单位为 mm。

表 1-1 频率、波长与最高分辨率的关系

频率 (MHz)	0.5	1	2.5	5	7.5	10	15
波长 (mm)	3	1.5	0.6	0.3	0.2	0.15	0.1
最高分辨率 (mm)	1.5	0.75	0.3	0.15	0.1	0.075	0.05

从表中可见，频率越高，分辨率越强；但是频率高时，衰减大，穿透力低。因此，在超声检测时，不同深度，不同精确度，选用不同频率的探头，如成人内脏选用 $2 \sim 5\text{MHz}$ ，小儿内脏选用 $5 \sim 10\text{MHz}$ ，眼科则选用 $5 \sim 15\text{MHz}$ 。

三、声阻抗

声阻抗是表示介质声学特性的一个重要物理量，它反映了介质的密度与弹性。

声阻抗的值等于介质密度（ ρ ）与超声速度（ C ）的乘积，用下述公式表示：

声阻抗（ Z ）= 密度（ ρ ） $\times$ 声速（ C ）

ρ （ ρ ）的单位为 g/cm^3 。

人体正常组织的声阻抗，见表 1-2。

超声检查时回声水平的强弱，取决于构成界面的各种组织相互之间声阻抗差值的大小，差值越大，回声水平越强，否则相反。

表 1-2 人体正常组织的声阻抗

组织、器官	密度 (g/cm ³)	声速 (m/sec)	声阻抗 ($\times 10^5$ 瑞利)
血液	1.055	1570	1.656
大脑	1.038	1540	1.599
小脑	1.030	1470	1.514
脂肪	0.955	1476	1.410
软组织 (平均)	1.016	1500	1.524
肌肉 (平均)	1.074	1568	1.684
肝	1.065	1570	1.648
肾	1.038	1560	1.619
脑脊液	1.000	1522	1.522
颅骨	1.912	3860	5.571
肺及肠腔气体	0.00129	332	0.000428
胎体	1.023	1505	1.540
羊水	1.013	1474	1.493
角膜	1.370	1550	1.131
眼晶体	1.138	1650	1.151
眼前房水	0.992~1.012	1495	1.486~1.513
玻璃体	0.992~1.010	1495	1.483~1.510
巩膜		1630	1.028

四、超声波的发生与接收

(一) 压电效应 经过人工极化过的压电陶瓷,在机械应力的作用下会在电极表面产生电荷;相反,若对压电陶瓷施加电场作用,则会产生应变。这种机械能转化为电能或者电能转化为机械能的现象称为压电效应。

当给予压电陶瓷一个与其极化方向平行的压力时,陶瓷将发生压缩形变,内部正负束缚电荷之间距离变小,极化强度也变小。此时,原来吸附在电极上的自由电荷,有一部分被释放而出现放电现象。相反,若陶瓷片沿极化方向拉长,片内正负电荷之间的距离变大,极化强度也变大。此时,电极上又吸附一部分自由电荷而出现充电现象。这种由于压力或拉力使压电陶瓷产生放电或充电的现象称为正压电效应(俗称变形生电),用于超声波的接收。

若在压电陶瓷上施加一个与其极化方向相同的高频交变电场,由于电场的方向与极化强度的方向相同,所以电场作用使极化强度增大,陶瓷内正负束缚电荷之间的距离也增大。此时,陶瓷沿极化方向产生伸长形变。相反,若在陶瓷上加一个与其极化方向相反的高频交变电场,使极化作用减小,此时,陶瓷则沿极化方向产生缩短的变形。这种由于电场的作用使压电陶瓷产生伸长或缩短的现象称为逆压电效应(俗称磁致伸缩),用于超声波的发射。

(二) 电—声转换 超声诊断仪的探头(换能器)中安装着具有压电效应性质的晶体片。由主机发出高频交变电场,电场方向与晶体压电轴方向一致,压电晶片沿一定方向发生压缩和拉伸,当交变电流的频率 $>20\ 000\text{Hz}$ 时,即通过逆压电效应,将电能转换为声能而产生超声波。

超声在介质内传播过程中,遇到不同声阻抗的界面,反射回来的声波到达压电晶片后,根据正压电效应的原理,将回声的机械能转变为电能,主机再将其转变为电信号,经过一系列处理后,在荧光屏上显示辉度不同的回声而构成图像(图 1-1)。

五、能流、声强

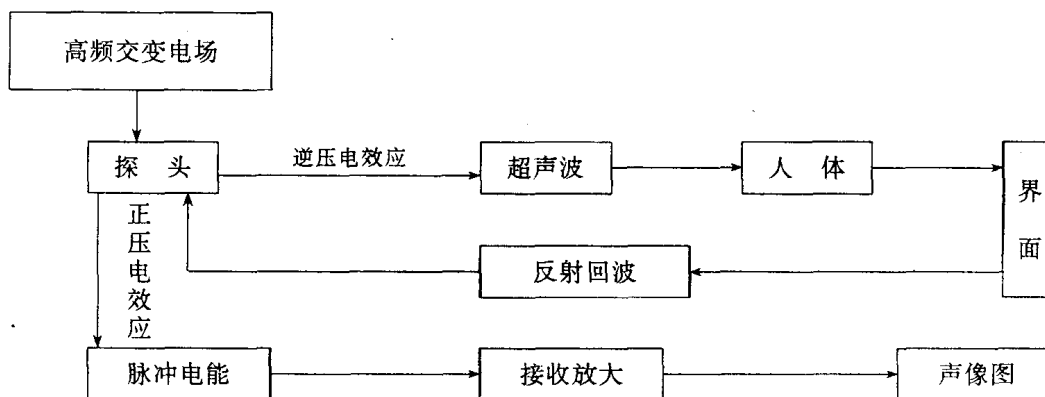


图 1-1 电一声转换的示意图

能量随着波动的行进在介质中传播。单位时间内通过介质中某个面积的能量，称为通过该面积的能流。通过垂直于波动传播方向单位面积的能流，称为能流密度或声强，单位为 W/cm^2 （瓦/平方厘米）。

声强的物理意义还可以理解为单位面积上被照射（或发出）的声功率。

医用超声诊断中，脉冲式平均功率 $< 30 \sim 40 mW/cm^2$ ，有效功率 $< 3 \sim 4 mW/cm^2$ ；连续式平均功率为 $10 \sim 30 mW/cm^2$ 。

六、超声场的特性

（一）指向性 换能器（探头）晶体片的直径（ R ）大于传播介质内的超声波长（ λ ）若干倍时，超声的能量集中于一个方向，类似平面波，成束状向前传播，称为束射性（亦称指向性）。由于医用超声波长甚短（ $0.3 \sim 0.6 mm$ ），而换能器晶体片的直径多为 $12 mm$ 左右，即换能器晶片直径为超声波长的 $20 \sim 40$ 倍，故具有明显的指向性。

一般规律为： $R < \lambda$ 时，无方向性； $R > 5\lambda$ 时，方向性极差； $R = 10\lambda$ 时，有一定方向性； $R > 20\lambda$ 时，有良好的方向性。

根据 $\lambda = c/f$ 的公式，超声的频率越高，波长越短，束射性越强，方向性越显著。

超声场的扩散角越小，其指向性越明显。扩散角是指超声束在近场之后扩散的角度，当超声源的直径固定时，超声频率越高，扩散角越小，指向性越好。医用超声诊断要求超声束的扩散角在 $3^\circ 30'$ 以下，否则超声束截面积过大，会导致超声横向分辨率降低。

（二）近场与远场

1. 近场 换能器近端处的超声场，其声束宽度与换能器的直径相等（实际上，略小于换能器的直径），此区域称为近场。其长度与换能器直径的平方成正比，与超声波长成反比（图 1-2、表 1-3、表 1-4）。

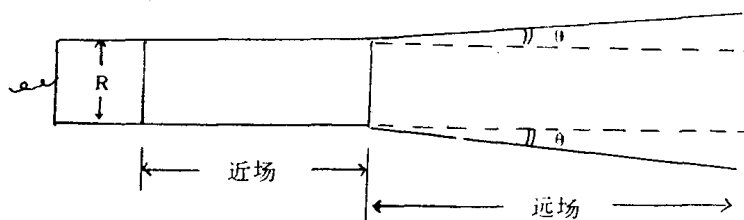


图 1-2 近场与远场
 θ 为扩散角， R 为换能器直径

表 1-3 各种频率超声的扩散角

f (MHz)	1.25	2.25	2.5	3.0	5.0	7.0	10	15	20
扩散角	5°31'	3°48'	3°26'	3°18'	2°40'	1°48'	1°4'	1°24'	1°2'

近场区中虽然声强分布不均匀,但声束宽度接近相等且平行,实时扫描成像多在近场区。

表 1-4 各种频率超声的近场范围

f (MHz)	1.25	2.25	2.5	3.0	5.0	7.0	10	15	20
近场 (mm)	46	53	60	32	53	76	41	62	83

2. 远场 在近场的远端,超声束因扩散角而扩散,此区域称为远场。在远场区内声强分布均匀,但声束扩散。

3. 实用价值 超声检查时,使受检的脏器或组织位于近场范围之内较好,因近场的超声束最平行,反射介面垂直于换能器,故反射的声强大,失真度小;但是在近场的近端由于发射干扰等原因而有盲区;远场因有散射,故超声束不平行,反射的声强较弱,失真度高,横向分辨率较差,为了清晰地显示远场的图像,多采用“深度补偿”调节法,使近场的回声水平被适当地抑制,同时适当地增强远场的回声水平,从而使被探查区的深部结构也能显示清楚。

七、超声的传播

超声在生物组织中传播时,可产生多种物理现象,其基础为组织的声阻抗。

(一) 界面 两种声阻抗不同的组织相接触的面,称为界面。

1. 大界面 凡界面的宽度大于声束直径时,称为大界面。其波束形成镜面反射,回声水平较强且与波束的入射角度有关(图 1-3 A、B、C)。

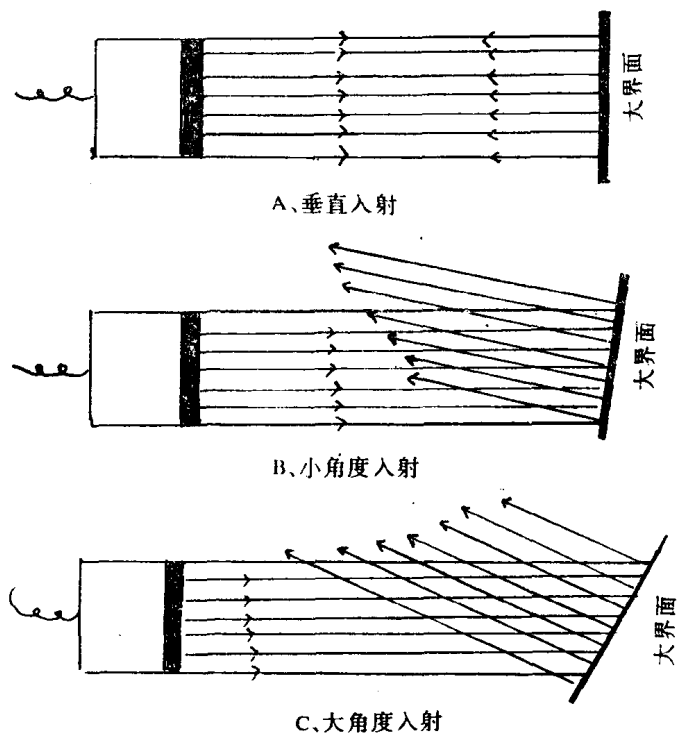


图 1-3 大界面

大界面见于脏器的边界和较大病灶的边界，形成的回声称为边界回声。良性病灶的边界回声比较清楚，形态规则；恶性病灶的边界回声多数较为模糊，形态不规则。

2. 小界面 凡界面宽度小于声束直径时，称为小界面。其波束形成散乱反射，回声水平较弱且与波束的入射角度无关（图 1-4）。

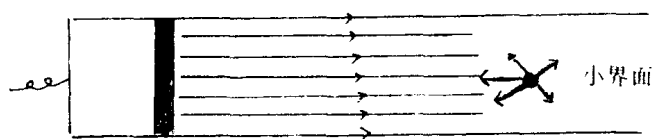


图 1-4 小界面

小界面来自脏器或病灶的内部微细结构，形成的回声称为内部回声。

(二) 反射与折射 声波入射到两个声阻抗不同的介质分界面上，若界面的长度大于波长，则产生反射和折射现象。入射声波的能量一部分被反射回到同一介质中，另一部分则被折射到下一层介质中去。

1. 垂直入射至两层相邻的介质 如图 1-5 所示，若第一个介质的声阻抗为 Z_1 ，第二个介质的声阻抗为 Z_2 ，在第一个介质中有一个自上而下（正向）传播的入射波垂直投射到界面上，所产生的反射波则在第一个介质中从界面开始自下而上（反向）传播。而折射波则在第二个介质中从界面开始向下（正向）传播。

若两个介质声阻抗差越大，则反射越强；根据能量守恒定律，当反射强时，则进入下一层的折射波能量小。

2. 斜入射至两个相邻介质的界面 声波以与垂直轴成 θ 角的方向入射到两个介质的分界面，如图 1-6 所示，若界面是平面，则反射波按反射角 θ_1 返回第一介质，折射波则按折射角 θ_2 的方向在第二介质中传播。反射角 θ_1 等于入射角 θ 。

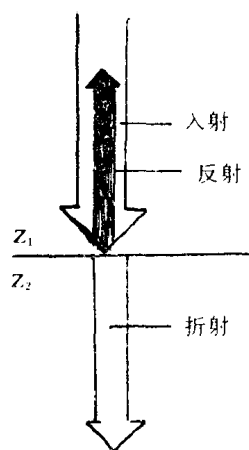


图 1-5 垂直入射时的反射与折射

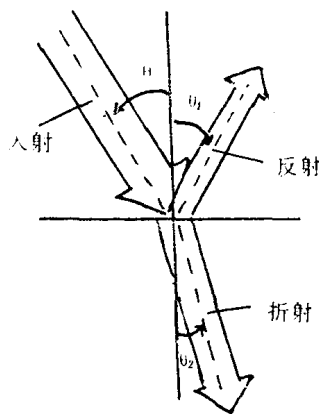


图 1-6 斜入射时的反射和折射

3. 产生反射的条件

1) 超声传播通过声阻抗不同的两种介质构成的大界面。

2) 声阻抗差 $>0.1\%$ ，声阻抗差越大，反射的超声强度越大。

3) 界面的大小必须大于超声的半波长。如果界面的大小不足超声的半波长时，则产生绕射。

4. 反射耗损 为超声从介质分界面上反射时所造成的能量耗损。如：肌肉 $\rightarrow$ 血液的反射耗损为 1% ，即有 1% 的超声能量反射回探头方向，而 99% 的能量通过；脂肪 $\rightarrow$ 肌肉的反射耗损为 15% ，软组织 $\rightarrow$ 骨骼为 70% ，骨骼 $\rightarrow$ 软组织为 30% 。

5. 反射的实用价值 当界面与入射波垂直时，可以收到反射回声；相反，若入射波不垂直于界面时，则不能收到反射回声（图 1-7）。

在超声扫查时，探头必须与皮肤垂直，当倾斜 6° 时，人体仅能接受发射声能的 $1/10$ ，若倾斜 12° ，则仅能接受声能的 $1/100$ 。

（三）散射 入射超声遇到小界面时，则呈现散射状态。此时，探头所接受的散射回声强度与入射角无明显关系。人体脏器或组织内部的微小结构对入射超声呈散射现象，散射回声的强度甚低。

许多生物表面是不规则的，声波入射到不规则的表面后会产生类似散射那样的反射，这种界面反射非常有用，使超声入射时即使不垂直于生物界面，如图 1-8 所示的入射方向，也能收到一些回波的能量。

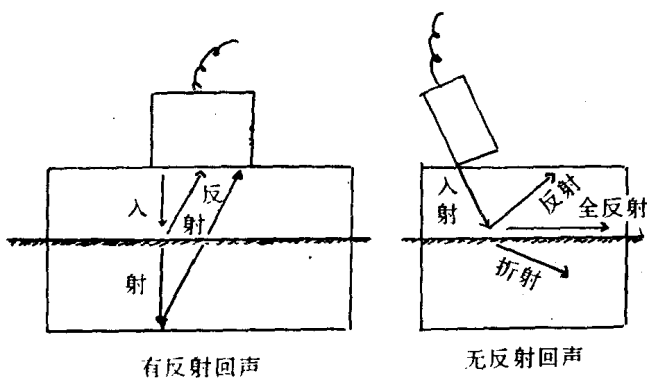


图 1-7 界面反射的应用

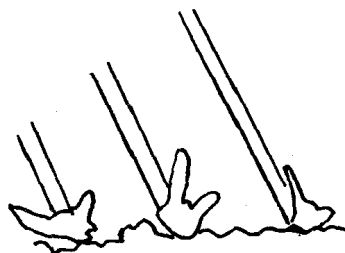


图 1-8 不规则表面的反射

（四）灰阶显示的基本模式 大界面回声在 $0\sim-40\text{dB}$ 之间，压缩至 14 级灰阶显示中最亮的一级；小界面回声在 $-36\sim-100\text{dB}$ 之间，加以充分展开放大，使其分布在 1 级 $\sim$ 13 级的灰阶范围，以便清晰地显示脏器内部的信息； $-100\sim-140\text{dB}$ 已接近电子噪音段，予以压缩至零，不显示（图 1-9）。

人体内不同界面上产生的回声强弱相差很大，可达 120dB ，以换能器上的电压值表示时最小为 $10\text{微伏}(\mu\text{V})$ ，最大可达 $10\text{伏}(\text{V})$ 。常见的软组织界面产生的回声约在 $-40\text{dB}\sim-20\text{dB}$ （ $100\text{mV}\sim 1\text{V}$ 之间），因而常规选择将这一范围作为灰阶显示的范围，回声大于此范围时呈饱和显示，表现为亮区；相反，回声小于此范围时不能显示，表现为暗区。

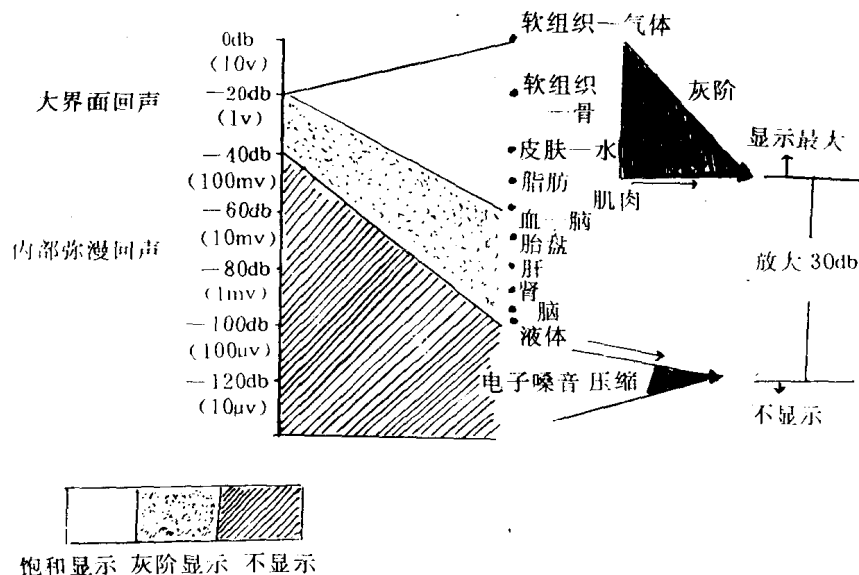


图 1-9 灰阶显示的基本模式

八、衰减与吸收

超声在介质传播过程中，声能随着传播距离的加大而衰减，衰减的主要原因是：

- (一) 超声束在远场因扩散角而使能量分散消耗。
- (二) 在声阻抗不同的界面上，由于反射、折射、散射而消耗。

(三) 由于介质的粘滞性、导热性和温度等原因而使声能消耗，称为吸收衰减。它与超声频率、传播距离、介质粘滞性等成正比。

人体组织中以蛋白质对超声的衰减最大（约 80%），尤其是胶原蛋白和纤维组织；而水分衰减最低。人体组织的相对衰减值见表 1-5。

表 1-5 人体组织的相对衰减值

高度衰减 (→声影)	骨骼、钙化、气体、结石、胶原组织、脂肪 (结果不一)
中度衰减 (大约 1dB/cm/MHz)	软组织实体、胆汁、脂肪 (结果不一)
低度衰减 (→增强)	胆汁、尿液、浆液 (血浆、腹水、囊内液)、水

人体组织的声能衰减系数见表 1-6。

衰减的另一个测量指标为衰减半值层。所谓衰减半值层是指声强从入射点开始，到能量衰减到一半时的传播距离。人体组织的衰减半值层，见表 1-7。

表 1-6 人体组织的声能衰减系数

介质名称	平均衰减系数 ($\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$)	f (MHz)
眼前房液	0.10	6~30
血液	0.18	1.0
脂肪	0.63	0.8~7
顺着神经纤维的脊髓	0.80	1.7~3.4
脑	0.85	0.9~3.4
肝	0.94	0.3~3.4
肾	1.0	0.3~4.5
骨髓	1.0	1.0
横过神经纤维的脊髓	1.2	1.7~3.4
顺着肌纤维时肌肉	1.3	0.8~4.5
心肌	1.8	0.3~4.5
水晶体	2.0	3.3~13
横过肌纤维时肌肉	3.3	0.8~4.5
颅骨	20	1.6
肺	40	1.0

表 1-7 人体组织的衰减半值层

组织名称	半值层 (cm)	f (MHz)	组织名称	半值层 (cm)	f (MHz)
血浆	100	1.0	脑 (固定标本)	2.5	0.87
血液	35	1.0	肝 (死后 20 小时)	2.4	1.0
脂肪	6.9	0.8	颅骨	0.23	2.4
肌肉	3.6	0.8	腹壁 (连腹肌)	4.9	1.5

九、分辨力与分辨率

(一) 分辨力 分辨力是指超声能探测物体的最小直径。在医学诊断中是指超声对病变的分辨能力, 即能探测病灶的最小直径。

分辨力主要取决于超声频率的高低, 频率越高, 波长越短, 分辨力越精细 (表 1-8)。

表 1-8 超声频率与病灶最小直径分辨力的关系

频率 (MHz)	1.25	2.25	2.5	3.0	5.0	7.0	10	15	20
病灶最小直径分辨力 (mm)	6.0	3.35	3.0	2.5	1.5	1.05	0.75	0.5	0.38

(二) 分辨率 分辨率是指超声能够区分两个相邻界面之间最短距离的能力。

1. 纵向分辨率(距离分辨率) 超声在传播过程中,在声束轴线(纵深)上有两个“障碍物”,这两个“障碍物”相距多远,超声才能分别产生两个反射回声,而不合成一个反射回声(图 1-10)。

通常采用缩短脉冲宽度(脉冲时间 $\times$ 声速)和增加探头的阻尼来提高纵向分辨率。纵向分辨率与脉冲宽度的关系见表 1-9。

表 1-9 纵向分辨率与脉冲宽度的关系

频率 (MHz)	脉冲宽度 (mm)	脉冲时间 (μ s)	纵向分辨率 (mm)
1.25	7.5	5.0	>3.75
2.5	5.25	3.5	>2.63
5.0	1.5	1.0	>0.75

2. 横向分辨率(方位或宽度分辨率) 在垂直于超声束轴线的平面上,如有两个相邻的点,超声能形成两个反射回声的两点间最小距离(图 1-11)。

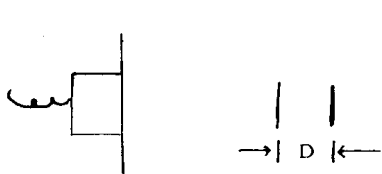


图 1-10 纵向分辨率
D 为纵向两点间距

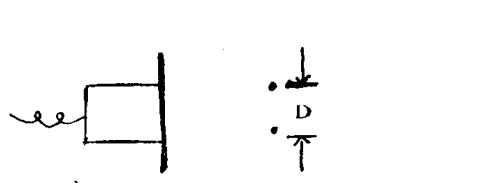


图 1-11 横向分辨率
D 为横向两点间距

横向分辨率与超声束的宽度有关,当声束宽度小于两点间距时,能显示出两个反射回声。因此,采用声束聚焦法来提高横向分辨率。

横向分辨率与点目标至探头之间的距离有关,如近场区距探头 60mm 之内时,横向分辨率 >12 mm;当远场区距探头 100mm 时,横向分辨率 >17 mm;当超远场区距探头 160mm 时,横向分辨率 >24 mm。

3. 分辨小单元 分辨率可用脉冲声波在空间所占据的一个立体形陀螺作代表,称为分辨小单元。陀螺的顶一尾间距离代表纵向分辨率,与其垂直的最大圆截面代表横向分辨率。显然陀螺越小,代表分辨性能越佳(图 1-12)。

十、多普勒效应

当发射声源与声接收器作相对运动时,或在更复杂的情况下,当发射声源、声接收器和传播声的介质作相对运动时,接收器所接收到的声波频率将会发生改变,这一现象称为多普勒效应。当声源与声接收器互相接近时,接收的声波频率增加;相反,当两者背离时,则频率减少。两者相对运动的速度越大,其频率改变量也越大。此频率差值称为频移。

自 1954 年 Kalmus 应用超声多普勒效应测量人体血流以来,这一新的诊断技术得以迅速