

ERWEICHAOSHENG

ZHENDUAN

TUPU

曾兰珍 伍于添

二维超声诊断图谱

(腹部及妇产科)

广东科技出版社

二维超声诊断图谱

(腹部及妇产科)

曾兰珍 伍于添

广东科技出版社

内 容 简 介

超声显象是一种无损于机体而又可大大提高诊断准确率的检查方法，国内已日益广泛应用。

作者根据近年的工作体会和收集到的腹盆腔、妇产科病例资料，参阅了国内外有关文献，编写了这本图谱。本书共收集正常和异常切面图309幅，部分附有示意图；除对切面图加以简略说明外，还对二维超声显象原理、仪器性能和使用，有关的解剖概要，临床检查方法，适应症等均作了介绍，可供临床超声工作者和内、外、妇、儿科医师参考。

二 维 超 声 诊 断 图 谱

(腹部及妇产科)

曾兰珍 伍于添

*

广东 科技出版社 出版

广东省新华书店 发行

肇庆新华印刷厂 印刷

787×1092毫米 16开本 5.5印张 58插图 110,000字

1985年3月第1版

1985年3月第1次印刷

统一书号 14182·130 定价 5.30 元

前 言

二维超声显象是近十余年来发展起来的新的诊断技术。由于简便易行、检查迅速，并具有准确、形象、安全以及无痛苦等优点，故备受临床的重视，被认为是一种比较理想的非损伤性检查方法。

二维超声显象在腹盆部脏器、妇产科疾病的诊断获得更为广泛的应用。对肝、胆道、胰、肾疾患及腹部肿块的定位、定性诊断，已成为常规手段之一。它可以显示盆腔各个脏器及肿块的大小、部位和性质。对早孕，可以形象地显示子宫、胎儿、胎盘的大小、形态和位置，它的诊断价值为其他方法所不能比拟；在整个妊娠期间，可用以监测胎儿的生长发育情况，预测其成熟程度、羊水的质和量、动态观察胎心搏动及胎动等；并可用以探查胎儿有无发育异常，胎盘异常，异位妊娠和胎儿性别等。故深受内、外科和妇产科方面的重视。

近年来，国内的超声显象诊断已获迅速推广和应用，人们希望有一本可供腹部及妇产科方面参考用的图谱。我们根据近年来的工作体会和收集到的病例资料，参考了国内外有关文献，编写了这本图谱。一共收集了 309 张有关腹部和妇产科方面的正常和异常的切面图、部分附有示意图。其中大部分是应用美国 ATL 公司的 Mark III 型超声显象仪取得的，而许多病例都得到手术和病理的验证。因该机是属机械扇型，为了更符合实际需要和得到更多的病例，还选取了国外用线型和复合扫描仪取得的切面图。对所有切面图均加以简要说明。此外，还对二维超声显象法的原理、仪器性能特点和使用、临床检查方法、适应症以及解剖生理概要等作了简明介绍，以供参考。

在编写过程中，在材料的收集、辑录、摄影、绘图、誊写等方面得到肖欢鼻、黄婉金、谭秀贤、崔险峰、林晓峰、谭锦芬等同志的大力支持和帮助。在此一并表示衷心感谢。

书中如有错漏之处，敬希读者们批评指正。

编 者

1983年冬

目 录

第一章 超声显象法概况	(1)
第二章 超声诊断的物理学基础	(3)
第一节 超声基本概念	(3)
一、超声波的定义	(3)
二、波的主要物理参量	(3)
三、超声波的产生和检测	(4)
四、超声波的物理性质	(4)
第二节 B型诊断仪	(13)
一、B型超声手动扫查仪	(13)
二、B型超声机械扫查仪	(14)
三、电子扫查超声显象仪	(15)
四、实时显象仪的现代技术	(17)
五、仪器的选择及正确使用	(22)
第三章 腹盆部	(29)
第一节 解剖概要与基本探查方法	(29)
一、解剖概要	(29)
二、腹部的分区	(29)
三、探查方法	(30)
第二节 腹腔内肿块的超声显象诊断	(30)
一、腹部肿块常见的原因及性质	(30)
二、腹部肿块的超声表现	(31)
第三节 肝脏	(32)
一、概况	(32)
二、正常肝脏声象图	(35)
三、异常肝脏声象图	(36)
第四节 胆道	(39)
一、概况	(39)
二、正常胆道声象图	(40)
三、异常胆道声象图	(40)
第五节 胰腺	(44)
一、概况	(44)
二、正常胰腺声象图	(45)
三、异常胰腺声象图	(47)

第 六 节 脾脏	(49)
一、概况	(49)
二、正常脾脏声象图	(49)
三、异常脾脏声象图	(50)
第 七 节 肾脏	(50)
一、概况	(50)
二、正常肾脏声象图	(52)
三、异常肾脏声象图	(52)
第 八 节 膀胱和前列腺	(56)
一、概况	(56)
二、正常膀胱声象图	(57)
三、异常膀胱声象图	(57)
第 九 节 腹主动脉	(58)
第四章 妇科	(59)
第一节 解剖概要	(59)
第二节 基本探查方法	(60)
第三节 正常子宫及卵巢声象图	(61)
第四节 异常子宫及卵巢声象图	(62)
第五章 产科	(66)
第一节 适应症	(66)
第二节 基本探查方法	(66)
第三节 正常妊娠	(67)
一、早期妊娠	(68)
二、中晚期妊娠	(70)
第四节 胚胎停止发育	(75)
第五节 异位妊娠	(75)
第六节 胎盘	(76)
一、胎盘位置	(76)
二、大胎盘	(79)
三、胎盘早期剥离	(79)
第七节 多胎妊娠	(80)
第八节 羊水	(80)
第九节 死胎	(80)
第十节 双子宫单侧妊娠	(80)
第十一节 妊娠合并肿物	(80)
第十二节 胎儿畸形及其它	(81)
第十三节 计划生育	(82)

第一章 超声显象法概况

超声显象法、X线、同位素成像技术，业已成为影象诊断的三大支柱。X线成像技术是利用组织对X线的吸收，产生被检查器官的投影图，用以检查高对比度结构，它能分辨密度有1/10差异的组织；同位素成像技术是利用组织对放射药剂的吸收，提供射线的分布图，虽然图象的分辨力较差，但可以反映组织代谢功能情况；超声显象法则利用组织对超声的反射和衰减，提供软组织的断层图。由于计算机断层技术（CT）的出现，使影象技术在临床诊断中地位更重要。首先应用的X线计算机断层技术（XCT），不仅能提供清晰的头颅断层图，也能提供软组织器官的断层图。随后出现的正电子发射计算机断层技术（ECT），除提供软组织器官的断层图外，还能反映它们的功能。超声计算机断层术（UCT）目前还不十分成熟，但超声断层（显象）法已得到了广泛的应用。所谓超声断层法，就是用超声脉冲扫查人体，把体内各组织器官界面反射的回声显示在显示器上的方法。采用脉冲检查法，可以避开发射脉冲强信号的干扰，具有较高的灵敏度，而且是依靠各组织间声阻抗的微小差别（0.1%）产生反射的，对软组织具有较高的分辨力。何况，此法对病人无损害、无痛苦。这在临床应用上是极为有利，可用于诊断、鉴别诊断和普查。因此，超声显象法发展十分迅速，应用的普遍性有超过X线的趋势。近年来已居三大影象法之首位。

超声显象法始于六十年代，1963年由Physionics推出第一台商品手动扫查仪，过了三年西门子公司推出实时扫查仪。1967年Fry应用计算机处理回声图，二年后Somer发表相控阵系统的文章。1971年，Kossoff提出灰阶回声图的概念，使超声显象法迅速发展，并为临床所接受。

超声显象法在临床的应用，最早是在产科中受到重视。1961年Donald介绍用双顶径来判断胎龄，1965年介绍对胎盘的观察。由于超声显象不仅能提供胎儿的形态、位置和胎心搏动，而且通过对胎儿的双顶径、胸腹围的测量，可以准确分析妊娠周数及胎儿的生长发育情况，甚至还可通过测量胎儿面积来计算胎儿之体重，故深受产科医生欢迎。

超声显象法在腹部的临床应用，直至七十年代才得到发展。1973~1974年，主要开展肝和肾的检查。到1975年灰阶仪出现，可以观察上腹部血管的位置及胰腺的定位，从而开展对胰腺的检查，当时曾有人以观察胰腺之能力来衡量仪器的性能。此后，随着技术的不断发展，超声显象法对肝、胆道、肾和胰等脏器的检查越来越广泛。1977年后对电子线阵、相控阵及机械扫查仪作了重大改进，出现了高质量、高速扫查的实时仪器，可以观察人体结构的动态。目前，用于腹部检查的超声显象仪，超声频率多为2.5~5兆赫，纵向分辨率可达1毫米，横向分辨率可达2毫米。

据日本顺天堂大学的报道，用实时扫查仪检查胆囊、胆道疾病，胆囊的显示率达100%，胆结石检出率达82.4%，总胆管结石达56.9%，胆囊癌为66.6%，总胆管囊肿的诊断效果良

好,特别对新生儿时期黄疸病例的鉴别更有意义。在肝癌疾病中能检出约2厘米的病灶。肝囊肿的诊断率几乎为100%。胰腺癌检出率达82%。Weill指出,过去胰腺癌的检出率仅30%,因仪器性能的提高及利用血管标志,大大提高其检出率(82%以上)。

因胃肠气的干扰,通常难于用超声进行胃的检查。但到1980年以后,胃的检查已引起人们的兴趣。澳大利亚悉尼妇人皇家医院,用不起作用的液体充于胃与十二指肠内推开肠子形成一透声窗,以便检查被其遮盖的脏器。如采用口服的甲基纤维素悬浮液所产生的小回声,可显示出胃壁的轮廓,尤其是前壁。

超声显象法在检查脾、腹主动脉瘤和妇科方面都得到广泛的应用。

要提高超声显象的诊断率和扩大应用范围,每个超声诊断工作者,都应对超声物理特性、仪器的工作原理和性能有所了解,以便正确操作仪器。要从组织声学特性来分析声象图,并应熟悉被检脏器的解剖结构、位置以及与邻近脏器的关系,密切结合临床,追踪病例,获得手术及病理的验证。此外,还应掌握超声显象法检查的适应症,配合其它检查方法,以提高诊断的准确率。

第二章 超声诊断的物理学基础

第一节 超声基本概念

一、超声波的定义

声波是振动在弹性介质中传播的一种机械波。所谓振动是指物体在一定位置附近进行来回的、周期性的运动。产生振动的地方称为振源。在外力作用下能发生形状和体积可逆变化的物体称为弹性体。可以作为振动传播媒介的物质称为介质。机械振动只能在由弹性体组成的介质中传播。例如置于空气中的音叉被敲击后产生振动（形成振源），音叉的振动作用到周围介质的质点即空气分子，使空气分子振动起来，表现为交替的空气压缩区和稀疏区。从音叉所在处向四周扩散，形成声波。当抵达人耳鼓膜时，产生共鸣振荡，引起一种称为“声音”的感觉。

人耳能感觉到波的频率大约在16~20,000赫兹范围，超过20,000赫兹的波一般都感觉不到，人们把频率超过20,000赫兹以上人耳听不见的“声波”称为超声波。

因此，超声波和声波都是振动在弹性介质中的传播，都是机械波，是机械能传播的一种表现形式。它们的产生都必须有一个振源和传播该波的弹性介质。

二、波的主要物理参量

1. 周期和频率 波在介质内传播时，质点来回振动一次所需的时间称为周期（T），单位为秒。在单位时间内质点完成振动的次数称为频率（f），单位为周/秒，或赫兹。因此，频率是周期的倒数，即： $f = \frac{1}{T}$ 。波的频率由振源频率决定，与传播介质无关。目前用于超声显象仪的频率在2~7.5兆赫范围，频率的选择主要视被检查对象（如儿童或成人，体形肥瘦，表浅或深部组织）而定。

2. 振幅 波在介质传播时，振动质点从平衡位置到最大移动位置的距离，称为振幅（A）。超声波的振幅与超声的压强（P）成正比，与介质的密度（ ρ ）、超声波速度（C）以及振动的角频率（ ω ）的乘积成反比，用下式表示：

$$A = \frac{P}{\omega \cdot \rho \cdot C} \quad (1)$$

3. 传播速度（声速） 声波在介质中单位时间内的传播距离称为声速（C）。在生物软组织中传播的超声波是一种纵波，这种波的振动方向和传播方向是一致的，它的传播速度和

介质的密度（ ρ ）及弹性模量（ E ）有关，弹性模量是反映介质体积变化率大小的一个物理参数。纵波的声速和 ρ 及 E 的关系可用下式表示：

$$C = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \tag{2}$$

由此可见，在给定的物理条件下，不同介质有各自固有的声速。表 2-1-1 列出常用的物质和组织的声速。在生物软组织(肌肉、脂肪、血液等)中,其平均声速是每秒1,540米。

表 2-1-1 几种物质和组织的声速

物质(组织)	空气 (20℃)	水 (20℃)	血	胆	脂肪	肾	肝	肌肉	颅骨	软组织 (平均)
声速(米/秒)	344	1,484	1,570	1,540	1,400	1,550	1,550	1,590	3,380	1,540

4.波长 声波在一个周期内所传播的距离称为波长（ λ ），纵波的波长等于两个相邻压缩区（或稀疏区）中心点间的距离。波长、频率和声速的关系可用下式表示：

$$\lambda \cdot f = C \tag{3}$$

或 $\lambda = C \cdot T = \frac{C}{f}$

在生物软组织中，30,000赫兹频率的超声波波长为 5 厘米，显然这种频率的超声波分辨率太低。一般用于超声显象仪的超声波波长要小于 1 毫米，故多采用 2 ~ 5 兆赫频率的超声波。

三、超声波的产生和检测

超声波的产生和检测都是利用压电效应。压电效应是某些晶体的一种特性，当在晶体一定方向上施加压力或拉力时，随着晶体的形变而产生电的变化，这种现象称为正压电效应。反之沿晶体一定方向施加交变电场时，也能引起晶体产生形变，这种现象称为逆压电效应。所以，压电效应是可逆的。超声波的发生是利用晶体的逆压电效应，而超声波的检测则是利用晶体的正压电效应。

在超声诊断仪中，由晶体组成的探头，既用来发生超声波，又用来检测超声波。在这些过程中进行电能和机械能的相互转换，故称为换能器。人们称它为超声诊断仪的耳目。

四、超声波的物理性质

1.超声场 超声传播的空间范围称为超声场。它可用声压、声强、声能和声功率等参数来表征。

(1) 声压 垂直于超声波振动方向的平面上，每单位面积上所承受的压力称为声压（ P ）。它和介质密度（ ρ ）、介质质点的振动速度（ v ）以及超声传播速度（ C ）成正比，可以用下式表示：

$$P = \rho \cdot C \cdot v \tag{4}$$

声压的单位用达因/厘米²，微巴或毫克/厘米²或大气压来表示。它们之间有如下关系：

$$\begin{aligned} 1 \text{ 达因/厘米}^2 &= 1.02 \text{ 毫克/厘米}^2 \\ &= 1 \text{ 微巴} = 10^{-6} \text{ 巴} \end{aligned}$$

$$1 \text{ 巴} = 0.98 \text{ 大气压}$$

超声传播时，形成稠密区和稀疏区，在稠密区的声压大，在稀疏区的声压小。由于稠密区和稀疏区是交替变化的，因此声压是一个交变量。

(2) 声强 超声波的能量强度称为声强 (I)，是指单位时间内通过垂直于波传播方向的单位面积所传递的声能，可用下式表示：

$$I = \frac{E}{S \cdot t}$$

由于使用的超声波是单向传播的，则：

$$\begin{aligned} I &= \frac{E \cdot C}{V} \\ &= \frac{E \cdot C}{m / \rho} \\ &= \frac{E \cdot C \cdot \rho}{m} \end{aligned} \quad (5)$$

其中 t 表示时间，S 为通过能量 (E) 的面积，V 表示体积，m 表示质点的质量，而能量 (E) 可用下式表示：

$$E = \frac{1}{2} m v^2_{\text{最大}} \quad (6)$$

质点最大振动速度

$$\begin{aligned} v_{\text{最大}} &= \frac{2 \pi A}{T} \\ &= 2 \pi f A \end{aligned} \quad (7)$$

A 表示振幅。由式 (6) 和 (7) 得

$$\begin{aligned} E &= \frac{1}{2} m \left(\frac{2 \pi A}{T} \right)^2 \\ &= 2 m \pi^2 f^2 A^2 \end{aligned} \quad (8)$$

由式 (5) 和式 (8) 得

$$\begin{aligned} I &= \frac{2 m \pi^2 \cdot f^2 \cdot A^2 \cdot C \cdot \rho}{m} \\ &= 2 \pi^2 f^2 A^2 \rho C \text{ (焦耳/米}^2 \cdot \text{秒)} \end{aligned} \quad (9)$$

式中 f、A、ρ、C 的单位分别是赫、米、千克/米³、米/秒。

由式 (4)、(7) 和 (9) 得

$$I = \frac{P^2_{\text{最大}}}{2 \rho C} \quad (10)$$

由式 (10) 可知，当介质密度和声速不变时，声强与声压的平方成正比。

声能单位是尔格，1 焦耳 = 10⁷ 尔格。在单位时间内所传递的超声能量称为超声功率，其

单位为焦耳/秒或瓦特(W)，声强也可看作是单位面积所传递的超声功率，其单位为瓦/厘米²或尔格/厘米²·秒。目前公认每平方厘米的声功率小于10毫瓦为安全的声功率，有的诊断仪的声强仅十分之几毫瓦，故十分安全。

目前，超声显象仪多是脉冲式，因而要用平均声功率表示。平均声功率 ($\bar{P}$) 和峰值声功率 (P)，脉冲持续时间 (T) 以及脉冲重复频率 (F) 成正比，

$$\bar{P} = P \cdot T \cdot F \tag{11}$$

2.声束特性——声场的指向性 声波传播时，相位相同的各点构成的面称为波阵面或波面，最前面的波面称为波前。如果波前是平面的波称为平面波，波面是球面的波称为球面波，这是声波传播的两种方式。

(1) 当振源直径比波长大许多倍时，基本以平面波(图 2-1-1)方式传播，波线 (波的传播方向) 总是与波面垂直，具有很好的指向性 (即方向性)。

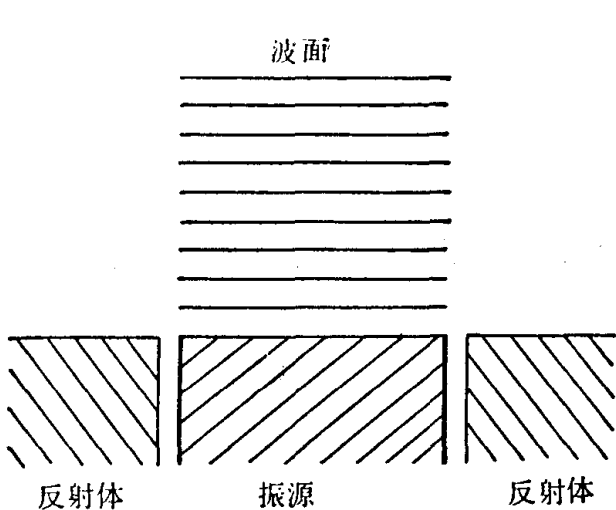


图 2-1-1 平面波

(2) 当振源直径小于波长时，即类似点状振源，则以球面波(图 2-1-2)方式传播，波线是以振源为中心的径向直线，无指向性。

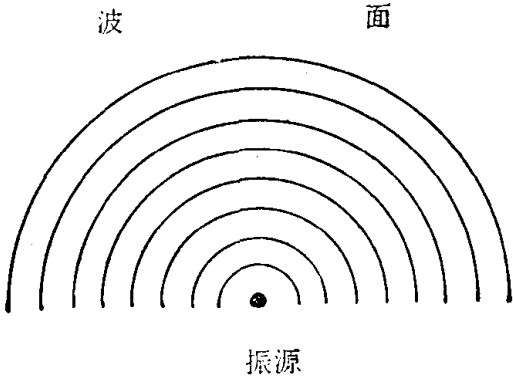


图 2-1-2 球面波

超声探头是以圆片状晶片构成的，它的直径比波长大许多倍。在靠近换能器一端的声场 (声束) 呈圆柱形，以平面波方式传播，有较好的指向性，声束大小与换能器直径接近，这段声场称为近场 (Fresend 区)。在近场的远端，随扩散角大小而扩散，呈圆锥形，以球面波方式传播，指向性差，这一段声场称为远场 (Fraunhofer 区)。图 2-1-3 是超声探头的声场示意图。

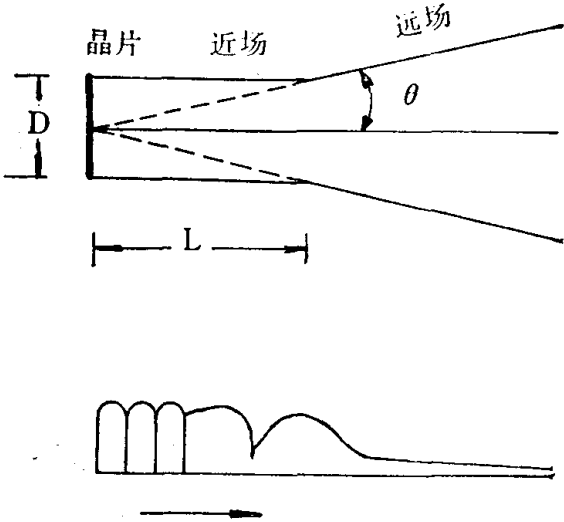


图 2-1-3 普通超声探头的声场示意图

上图是超声空间传播的剖面图，下图为相应的声强。图中D (2r) 为探头直径，L 为近场长度，θ 为扩散角

声场指向性的好坏，可用近场长度（L）和扩散角（ θ ）来衡量。有关系式：

$$L = \frac{r^2}{\lambda} = \frac{r^2 f}{C} \quad (12)$$

$$\text{和} \sin \theta = \frac{1.2 \lambda}{D} \quad (13)$$

由式（12）可知近场长度L和探头（振源）半径平方成正比，和波长成反比；式（13）表明扩散角和波长成正比，和探头直径（D）成反比。因此，超声频率越高，L越长， θ 越小，指向性越好。其次，探头直径增大，L增长， θ 减小，指向性也提高，但声束直径也增大，详见表2-1-2。在诊断上，希望被检组织位于近场范围内较好，而且远场的扩散角应小于 3.5° 。这样灵敏度和横向分辨率都较好，而且失真也小。在近场近端，由于发射强信号干扰可存在盲区。在远场因扩散使声束不平行，灵敏度和横向分辨率都较差，失真也大。为了减少远场的扩散，可采用聚焦探头（图2-1-4）。由于声束变窄，能量集中，灵敏度（穿透力）及横向分辨率都得到提高。

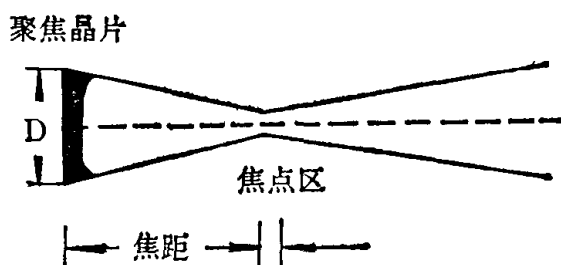


图2-1-4 聚焦探头的声场示意图

表2-1-2 L、 θ 、和D、f的关系

D	15毫米	12毫米		8毫米			5毫米		
f (兆赫)	1.25	2.25	2.5	3.0	5.0	7.0	10	15	20
L (毫米)	46	53	60	32	53	76	41	62	83
θ	$5^\circ 31'$	$3^\circ 48'$	$3^\circ 26'$	$4^\circ 18'$	$2^\circ 40'$	$1^\circ 48'$	$2^\circ 4'$	$1^\circ 24'$	$1^\circ 2'$

3. 超声的传播 超声探头发射的超声波，在均匀介质中传播如图2-1-3所示，但在不均匀介质中或从一种介质到另一种介质时，有部分声能从这两种介质交接的界面上反射回来，余下通过界面部分的声束将产生折射或透射。反射、折射以及透射的声能都和介质的声阻抗、入射角有关。

声振动在介质中传播时存在着“传播损耗”，即存在声阻抗。定义声场中某位置的最大声压（ $2\pi f A \rho C$ ）与该位置的质点速度幅值（ $2\pi f A$ ）之比值为该位置的声阻抗，用Z表示：

$$Z = \frac{2\pi f A \rho C}{2\pi f A} = \rho \cdot C \text{ (克/厘米}^2 \cdot \text{秒)} \quad (14)$$

ρ 和C的单位分别用克/厘米³和厘米/秒。

由上式可见，声阻抗由介质的密度（ ρ ）和声速（C）的乘积决定。

在表2-1-3中，列出几种物质（组织）的声阻抗、密度和声速的数值。由表可见空气的声阻抗相当小，而骨骼的声阻抗相当大。

表 2-1-3 几种物质及人体组织的声阻抗

介 质	超声传播速度 (米/秒)	密度 (克/厘米 ³)	声阻抗 (10 ⁵ 克/厘米 ² ·秒)
空气 (20℃)	344	0.00129	0.000439
水 (37℃)	1,523	1.000	1,523
肌肉组织	1,590	1.07	1,701
人体软组织 (平均)	1,540	1.06	1,600
脂肪组织	1,400	0.97	1,358
骨骼	3,380	1.80	6,184

(1) 反射 超声波从第一个介质传播到第二个介质时,有一部分声能回到第一个介质,这种现象称为反射。反射能量与入射能量之比称为反射系数。

$$\text{反射系数 (K)} = \frac{\text{反射的超声能量}}{\text{入射的超声能量}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (15)$$

在没有声能吸收的情况下,而且垂直入射界面时,声压反射系数 K_P 为:

$$K_P = \frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (16)$$

声强反射系数 K_I 为:

$$K_I = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (17)$$

由(16)和(17)式可见,反射系数取决于两种介质声阻抗的差异,差异越大反射越多。在血液、水和脂肪、肌肉、肝等软组织之间的声阻抗差异不大(表2-1-3),反射系数(K_P)少于10%(表2-1-4),而软组织和骨,软组织和空气之间的声阻抗相差甚远(表2-1-3),它们的反射系数达50%和99.9%,即软组织和空气的交界面接近全反射,因此超声诊断要避开骨和肺组织,探头和体表接触处要有耦合剂,保证接触良好,没有气泡。

表 2-1-4 不同界面的声压反射系数

	水	脂肪	肌肉	皮肤	脑	肝	血液	颅骨	空气
水	0.00	0.047	0.02	0.029	0.007	0.035	0.007	0.57	0.9994
脂肪			0.067	0.076	0.054	0.049	0.047	0.61	0.9994
肌肉				0.609	0.018	0.015	0.02	0.56	0.9995
皮肤					0.022	0.0061	0.029	0.56	0.9995
脑						0.028	0.007	0.57	0.9994
肝							0.028	0.55	0.9995
血液								0.57	0.9994
颅骨									0.9998

超声的反射符合光波的反射定律，即反射角 θ' 等于入射角 θ (图 2-1-5)。垂直于界面 AA' 的虚线 BB' 称为法线，入射声束和法线的交角称为入射角，反射声束和法线交角称为反射角。

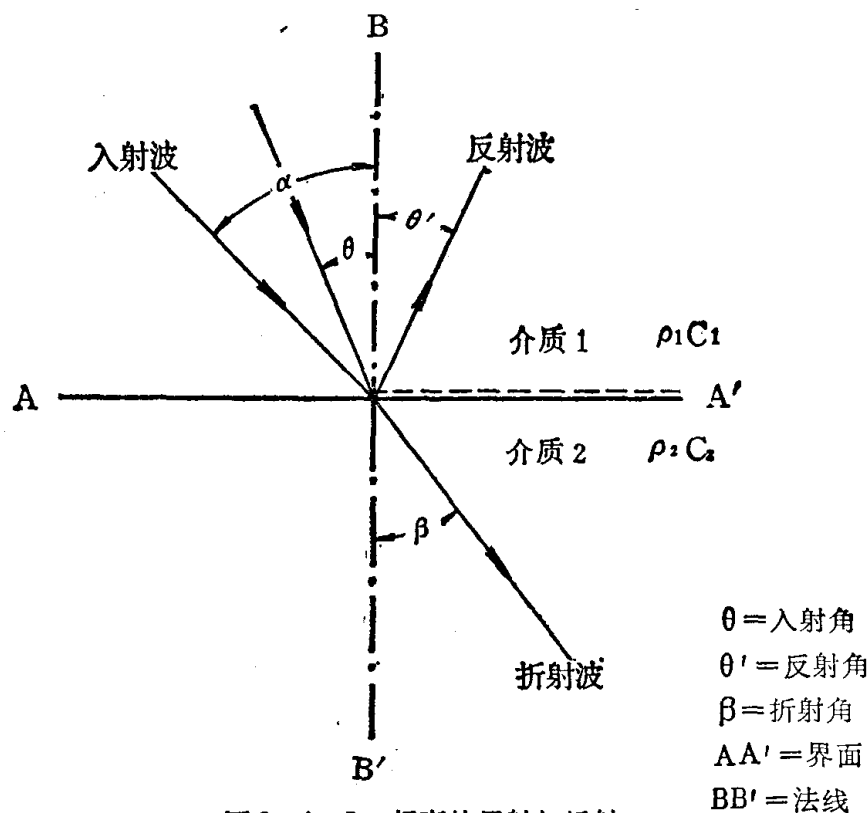


图 2-1-5 超声的反射与折射

(2) 折射 超声不是垂直入射界面时，声束从第一种介质进入第二种介质，偏离原来方向的现象称为折射。超声波的折射现象和光波一样，符合关系式：

$$\frac{\sin \theta}{\sin \beta} = \frac{C_1}{C_2} \quad (18)$$

折射角 β 是透过声束和法线的交角。由式 (18) 可知，当 C_1 大于 C_2 时，折射角 β 小于入射角 θ ，即声束折向法线；当 C_1 小于 C_2 时，折射角 β 大于入射角 θ ，即声束远离法线。此时若增大入射角至 α ，折射角等于 90° ，如继续增大入射角，超声在界面上全部反射，此入射角 α 称为临界角。它由下式求出：

$$\alpha = \text{Arcsin} \frac{C_1}{C_2} \quad (19)$$

(3) 透射 入射超声由第一种界质进入第二种介质的声能称为透射能量。透过的超声能量与入射超声能量的比值，称为透射系数，当超声垂直入射时，声压的透射系数为：

$$T_P = \frac{2 \rho_2 C_2}{\rho_1 C_1 + \rho_2 C_2} \quad (20)$$

它和声压反射系数 K_P 之和为 1。而声强的透射系数 (T_I) 和声强的反射系数 K_I 之和也为 1。有：

$$T_I = 1 - K_I$$

$$= 1 - \left(\frac{\rho_1 C_1 - \rho_2 C_2}{\rho_1 C_1 + \rho_2 C_2} \right)^2 = \frac{4 \rho_1 \rho_2 C_1 C_2}{(\rho_1 C_1 + \rho_2 C_2)^2} \quad (21)$$

在两种声阻抗相等的介质中隔以一层阻抗不同的夹层物质时（图 2-1-6），当夹层厚度 d 明显小于夹层的超声波长 λ_2 时，声波全部透过夹层。或夹层厚度 $d = n \cdot \frac{\lambda_2}{2}$ （ $n = 1, 2, 3 \dots$ ）时，也可全部透过。当 $d = (2n-1) \cdot \frac{\lambda_2}{4}$ 时，则超声完全不能透过。如当 $\rho_1 C_1 \neq \rho_3 C_3$ ， $\rho_2 C_2 = (\rho_1 C_1 \cdot \rho_3 C_3)^{\frac{1}{2}}$ 时，只要 $d = (2n-1) \cdot \frac{\lambda_2}{4}$ 时，超声也可以全部透射过。利用这些原理，可配制合理匹配层。

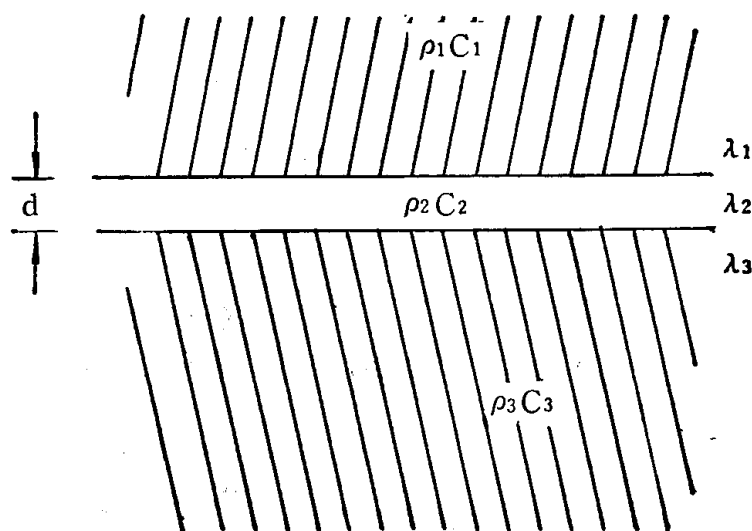


图 2-1-6 超声透过夹层介质

（4）干涉 两束或两束以上频率相同、振动方向相同，位相相同或位相差恒定的超声波在一种介质内传播相遇时，使空间中某些地方振动始终加强，而在另一些地方振动始终减弱的现象，称为波的干涉。能产生干涉现象的波称为相干波。当两个相干波同位相时，在两个波的迭加区域内，在波程差等于零或等于波长整数倍的各点，振幅最大；在波程等于半波长奇数倍的各点，振幅最小。在两个振幅相同的相干波以相反方向传播而相遇时，就形成驻波。在驻波中有些点完全不振动，这些点称为波节，位于两波节间的中点是波腹，在这些点上振动最大，并形成分段振动，在这些各自独立的分段振动中，并不存在波形和能量的传播，所以称为驻波。当振源与界面间距等于 $n \cdot \frac{\lambda}{2}$ 时（ n 为正整数），驻波的振幅最大，利用驻波的原理，可以测量各种物体（包括人体组织）内的声速。

（5）绕射 超声束遇到大小与超声波长相当的障碍物时，会绕过障碍物而继续传播，称为波的衍射或绕射。如障碍物比波长小，则更明显。所以，诊断用的超声波的频率要按探查对象加以选择，使波长比探查对象小很多，以避免绕射现象。所以，频率高的超声波分辨率高。

4. 超声的吸收衰减 超声在传播过程中，声能随着传播距离增加而衰减，其原因有：

（1）远场扩散使能量分散。

(2) 入射声束的反射和折射。

(3) 介质的粘滞性等。

第(3)点原因说明超声在均匀介质中传播时, 强度也会逐渐减弱, 即介质会吸收声能。实践证明, 超声波的频率越高, 介质对声波的吸收越强, 也就是说频率越高, 穿透力越弱。

介质对声波吸收的强弱, 符合关系式:

$$I_x = I_0 2^{-\frac{x}{H}} \quad (22)$$

式中 I_x 是声强为 I_0 的声束经过距离 x 后的声强, H 为半值层。所谓半值层就是指声强减弱一半所需的距离。表 2-1-5 是心肌半值层和频率的关系, 说明频率越高, 半值层越小, 吸收越多。

表2-1-5 心肌半值层和频率的关系

频率 (兆赫)	心肌半值层 (厘米)
0.8	2.4
1.5	1.1
2.4	0.8
4.5	0.4

同样为0.8兆赫频率, 则脂肪组织的半值层为6.9厘米, 肌肉的半值层为3.6厘米, 颅骨的半值层为0.2厘米, 可见颅骨对声能的衰减远远大于软组织。

在工程上, 也常用吸收系数 α 来表示介质对声波吸收的强弱, 有关系式:

$$\frac{I_x}{I_0} = e^{-2\alpha x} \quad (23)$$

α 和介质的粘滞性(内摩擦力)、导热系数、温度等有关, 并且和超声波频率(f)的平方成正比。单位用分贝(db)表示。

5. 多普勒效应 超声波遇到运动物体时, 它的频率就会发生变化, 变化值与物体运动的速度有关, 这种频移现象称为多普勒效应。设振源发射的声频为 f , 波长为 λ , 声速为 C , 物体运动速度为 v , 换能器发射的声束与被检测物体的运动方向的交角为 θ 时, 有:

$$f_d = \frac{2v}{\lambda} \cos \theta \quad (24)$$

由上式可见多普勒频移(f_d)和物体运动的速度成正比, 因而可利用多普勒频移来探查胎动, 心脏及瓣膜运动, 横膈的运动, 血液的流动(判断血管通畅情况及流向)等等。最近采用脉冲式多普勒法, 还可以观察某一确定位置的运动组织, 并据此构成心脏或血管内血液的流速图。

6. 超声的分辨率 超声诊断仪的分辨率, 是指能分辨最小病灶的能力。分辨率是仪器性能最重要的指标之一。一般按照声束的空间方位分纵向分辨率和横向分辨率。

(1) 纵向分辨率和脉冲宽度的关系 纵向分辨率指对沿波线(声轴)方向上前后两个