

MEDICAL  
Health Care  
Doctors  
Nurse  
Dentist  
First Aid  
Surgeon  
Emergency

# 超声波 影像学

刘俊峰 杨 贺 刘伟亮◎主编

# 超声波影像学

刘俊峰 杨 贺 刘伟亮◎主编

## 图书在版编目 ( C I P ) 数据

超声波影像学 / 刘俊峰, 杨贺, 刘伟亮主编. — 长春 : 吉林科学技术出版社, 2018.5  
ISBN 978-7-5578-4132-4

I. ①超… II. ①刘… ②杨… ③刘… III. ①超声波诊断 IV. ①R445.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2018)第093265号

## 超声波影像学

---

主 编 刘俊峰 杨 贺 刘伟亮  
出 版 人 李 梁  
责任编辑 隋云平 端金香  
封面设计 长春创意广告图文制作有限责任公司  
制 版 长春创意广告图文制作有限责任公司  
幅面尺寸 185mm×260mm  
字 数 431千字  
印 张 12.5  
印 数 650册  
版 次 2019年3月第2版  
印 次 2019年3月第2版第1次印刷

---

出 版 吉林科学技术出版社  
发 行 吉林科学技术出版社  
地 址 长春市人民大街4646号  
邮 编 130021  
发行部电话/传真 0431-85651759  
储运部电话 0431-86059116  
编辑部电话 0431-85677817  
网 址 [www.jlstp.net](http://www.jlstp.net)  
印 刷 虎彩印艺股份有限公司

---

书 号 ISBN 978-7-5578-4132-4  
定 价 50.00元

如有印装质量问题 可寄出版社调换  
因本书作者较多, 联系未果, 如作者看到此声明, 请尽快来电或来函与编辑部联系, 以便商洽相应稿酬支付事宜。  
版权所有 翻印必究 举报电话: 0431-85677817

# 前 言

二十多年来，超声在医学上的应用得到了飞速的发展。超声诊断以其简便易行、无损伤、无痛苦、准确性高、重复性强等特点，日益受到临床医生和患者的欢迎，成为诊断疾病最常用的方法之一。超声技术和超声仪器的发展进步，更使得超声医学拥有了愈加广阔的应用领域，逐渐成为医学生必须学习的重要内容。为此，我们参考了国内外有关资料，并结合多年来在超声医学教学、科研和医疗工作中的些许体会，编写了这本《超声波影像学》。

本书适合作为医学影像专业本科生、超声专业进修生的基本教材。体现高等教育的特点，注重实践技能，关注现代科学发展的前沿知识。

本教材参考和借鉴了各层次超声诊断的专业书籍，重点介绍了临床各脏器的常见病、多发病；删去在社区、基层医疗工作中较难开展和不易掌握的内容；剔除过时的理论，力求精简并能反映现代超声技术的水平。编写时还参照了中华医学会和国家医学考试中心组织编写的《彩色多普勒技术考试大纲》，与学生取得专业上岗证的考试内容保持一致性。涵盖临床超声诊断工作的基本内容，涉及常见及多发疾病，并对超声诊断中的操作技术、新进展作了简明扼要的介绍。每个脏器均涉及解剖概要、检查方法、正常超声表现等几个方面。每种疾病均描述临床病理、超声检查方法、超声表现、鉴别诊断及临床意义。由于水平和时间所限，书中难免存在不足。诚恳地希望广大师生和读者提出宝贵意见。

# 目 录

<b>第一章 绪论</b> .....	1
第一节 超声发展简史 .....	1
第二节 超声影像的物理学原理与基础 .....	3
第三节 医学超声的基础 .....	21
第四节 多普勒的诊断原理与技术基础 .....	28
<b>第二章 心脏超声影像</b> .....	42
第一节 正常心脏及大血管的解剖和生理概要 .....	42
第二节 超声检查技术 .....	44
第三节 心脏功能测定 .....	47
第四节 先天性心脏病 .....	50
<b>第三章 肝脏系统超声影像</b> .....	65
第一节 肝脏系统解剖和生理概要 .....	65
第二节 肝脏系统超声检查技术与肝脏系统正常声像图 .....	66
第三节 肝内常见良性占位性病变 .....	70
第四节 肝内常见恶性肿瘤 .....	76
<b>第四章 胆道系统超声影像</b> .....	83
第一节 胆道系统解剖和生理概要 .....	83
第二节 胆道系统超声检查技术 .....	84
第三节 胆道系统正常声像图 .....	84
第四节 胆囊疾病 .....	85
第五节 胆管疾病 .....	89
<b>第五章 胰腺超声影像</b> .....	94
第一节 胰腺解剖和生理概要 .....	94
第二节 胰腺超声检查技术 .....	96
第三节 胰腺正常声像图 .....	98
第四节 胰腺囊肿 .....	101
第五节 胰腺肿瘤 .....	102

<b>第六章 脾脏超声影像</b> .....	110
第一节 脾脏解剖和生理概要 .....	110
第二节 脾脏超声检查技术 .....	111
第三节 脾脏正常声像图 .....	111
第四节 脾脏肿大 .....	112
第五节 脾脏囊性占位性病变 .....	113
第六节 脾脏肿瘤 .....	115
<b>第七章 胃道超声影像</b> .....	118
第一节 胃解剖和生理概要 .....	118
第二节 胃超声检查技术 .....	120
第三节 胃正常声像图 .....	126
第四节 胃疾病 .....	128
<b>第八章 产科超声影像</b> .....	143
第一节 产科检查适应证 .....	143
第二节 正常妊娠超声检查技术 .....	145
第三节 异常妊娠 .....	149
第四节 胎儿畸形 .....	167
<b>第九章 浅表器官超声影像</b> .....	173
第一节 眼部超声影像 .....	173
第二节 甲状腺超声影像 .....	178
第三节 乳腺超声影像 .....	182
<b>参考文献</b> .....	189

# 第一章 绪论

## 第一节 超声发展简史

医学影像学 (medical imaging) 是研究人体形态学改变的一门医学学科, 包括放射学 (radiology)、磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)、核医学 (nuclear medicine) 以及超声影像学 (ultrasonography) 等。在教育部和卫生部的学科分类中, “医学影像与核医学” 属二级学科, 高等医学院校和研究生的教育和招生按此分类进行。随着计算机和医学工程技术的进展, 一些先进的成像装置、影像设备构成了现代化医院必不可少的医学影像中心 (medical image center) 的核心设备, 其技术成为临床诊断中不可缺少的重要手段, 范围涉及到人体几乎全部的组织 and 脏器。

### 一、超声影像学发展简史

超声影像学作为医学影像学的分支, 是一门年轻的学科。1954 年, 瑞典学者 Edler 首次报道了用超声光点扫描法诊断心脏病; 1955 年, 二尖瓣狭窄的特异性曲线被发现。这种技术称为 M 型超声波技术, 其图像被命名为超声心动图 (ultrasonic cardiography, UCG)。在此后的数十年时间里, 医学家们应用这项技术对多种心脏病进行了研究, 但应用范围仍限于对心脏的检查。20 世纪 70 年代, Born 采用电子线阵扫描技术对一些疾病进行研究; 此后又出现了灰阶 (gray scale) 技术和实时 (real time) 技术, 图像的清晰度得到了明显改观, 并可动态地观察心脏和腹部等诸多脏器的形态学改变。从此, 超声影像学进入了欣欣向荣、蒸蒸日上的发展时期。80 年代, 在脉冲波多普勒 (pulsed wave Doppler, PWD) 和连续波多普勒 (continuous wave Doppler, CWD) 基础上, 日本首先开发成功彩色多普勒血流成像 (color Doppler flow imaging, CDFI) 技术, 使心血管内流动的血液第一次清晰地呈现在人们面前。它是超声诊断历程中的一大进展, 被誉为无创伤心血管造影术。之后, 在右心声学造影的基础上研制出了多种比红细胞直径还小的造影剂, 能在毛细血管水平成像。随着医学显影技术的不断进步, 医生可以借助左心心肌显像乃至全身许多重要脏器 (如肝脏、乳腺等) 的显像来诊断各种类型的冠心病, 判断心肌的存活性, 进行介入治疗后疗效的判断, 早期发现肝肿瘤, 对占位性疾病进行鉴别诊断, 评估手术或化疗、放疗后的疗效等。超声声学造影是超声影像学的又一进展。



介入超声学 (interventional ultrasonography) 是近年来超声影像学中的热门课题之一。它在超声波引导下进行靶器官或病灶穿刺, 取组织标本进行病理学检查, 对早期诊断某些疾病如肿瘤等提供了重要依据。除介入诊断外, 超声还被引入了治疗范围, 即所谓的介入治疗。如对肝肿瘤进行微波或射频治疗, 对诸如肾囊肿等的抽液和注射硬化剂治疗等。

## 二、中国超声诊断发展史

我国的超声诊断起自 1958 年。当时上海市第六人民医院用超声探伤仪 (A 型超声波) 开展了对肝脏和一些妇产科疾病的研究。1960 年, 上海中山医院用 BP 型超声仪探测肝内占位性病变、子宫肌瘤以及葡萄胎等, 取得了一定的成果。20 世纪 70 年代中后期, 国产 M 型超声心动图仪由武汉及上海研制成功, 四川绵阳制成了机械扇形扫描二维超声心动图仪, 医学界开展了对心血管疾病的检查诊断工作。1975 年, 国内首次进口了 M 型和复合静态扫描 B 型超声诊断及动态线阵扫描超声诊断仪, 开展了对心脏和腹部诸多脏器的检查工作。前者国内当时有 4 台, 后者仅 2 台。1979 年 8 月, 由中华医学会主办、浙江省分会协办的中日超声医学讲习班在浙江莫于山举行, 代表来自全国各地。此后, B 型超声诊断腹部疾病的临床工作蓬勃开展起来, 在检查例次及病种方面逐渐超越了超声波发展初始阶段的心动图。目前, 超声影像学的研究几乎涉及全身所有组织和脏器, 包含了 M 型、B 型、D 型等各型超声波; 国内超声影像技术的应用及诊断治疗已达到国际先进水平; 一些高等医学院校开设了“医学影像”专业, 独立招生并单独培养研究生。一支独特的具有医疗、教育和科研各层次、全方位的人才队伍已经形成。

## 三、超声影像学特点

“超声影像学”是临床医学、声学 and 计算机科学之间的交叉学科, 是先进的理、工、医结合的学科。半个世纪以来, 随着声学理论和计算机技术的进展, 超声影像方面的新技术层出不穷, 如谐波成像、声学造影、三维成像、血管内超声、超声生物显微镜等, 由此大大拓展了超声波的临床应用范围。其内容包括形态学诊断、功能检测及介入超声诊断与治疗等。

超声影像学与其他影像技术相比, 具有下列特点:

- (1) 无放射性损伤, 无痛苦。
- (2) 涉及范围广, 信息丰富, 几乎能检查、诊断全身所有组织和器官。
- (3) 可实时观测, 尤其是对心内结构的判断, 是其他任何影像技术无法比拟的。
- (4) 血流检测, 甚至对微小血管的血流都能用彩色多普勒显示, 用脉冲波多普勒或连续波多普勒进行定量诊断。
- (5) 任意多切面扫查, 甚至能检测出一些部位隐蔽的所谓检查死角的病变。
- (6) 方便灵活, 可重复检查, 几乎无任何禁忌。





当然, 作为一门检测技术, 它也有一些不尽如人意的缺陷, 主要表现在: 由于超声成像的物理特性所致, 其图像不及 X 线、CT 和 MRI 等清晰; 对含气组织无法检查; 对肥胖病人, 较深部位病变及骨骼成像质量较差。

#### 四、指导思想和学习方法

由于“超声影像学”是一门新兴学科, 很多技术还在发展中, 虽然在临床形态学诊断中占的比例已经不少, 并呈逐步上升趋势, 但医学院校的教学时数仍不多, 如有的院校临床医学系仅 4 个学时, 远不及具有较长历史的放射学。考虑到实用性和学生的经济负担, 本书只能是在考虑完整性的基础上, 以内容为主, 适当顾及先进性部分。

## 第二节 超声影像的物理学原理与基础

超声影像学是医学影像学的一个分支, 它的两个关键词是“超声”和“影像”。超声是信息载体, 即信息的运载工具, 同时又是信息的暂存介质。影像是信息的一种形态, 属于视觉信息, 是对应“物”的映象。超声图像要映射人体“内部”的信息, 因此超声载体必须有进出组织的能力(穿透性), 还必须能够把组织的特性以足够明晰的信号形式携带出来(分辨力)。学习超声影像学物理基础的目的, 是了解超声与人体组织相互作用所遵从的基本规律, 掌握超声信息提取的物理过程及显示技术。

### 一、超声诊断仪信息生成原理与技术简介

超声作为信息载体, 其特性可由一些基本参数描述。当超声和人体组织相互作用时, 可引起某些参数的变化。这些参数的变化既是信息的依托, 也是某些补偿机制的根据。

#### 1. 三个最基本的参数

在大学物理课程中, 我们已经知道, 振动质点在媒质(空气、水、固体)内传播产生的周期性疏密波, 称为声波。波的传播方向与质点振动方向一致的, 称为纵波; 传播方向与振动方向相互垂直的, 称为横波。声波是纵波, 声振动的传播要依赖于媒质, 即声波在真空中不能传播(光波是电磁波, 可以在真空中传播)。

超声波的三个基本参数是频率、波长和声速。声振动的频率  $f$  (振动数/秒) 取决于振动源, 声波在人体组织内传播的速度  $c$  由传播媒质(如空气、水、软组织、骨骼)决定。振动在媒体内传播时, 呈周期性波动状态。相邻同状态间的最短距离称为波长。 $\lambda$ 、 $\lambda$ 、 $c$ 、 $f$  三个基本物理量间的关系如下:

$$\lambda = c/f$$

信息载体有两个最重要的性质, 一个是分辨率(分辨力), 另一个是穿透力。这两大特性都和超声波长密切相关, 它们同时又是一对矛盾。医学超声诊断仪的适用频段是 3 ~ 15MHz, 因为小于 3MHz 的超声, 分辨距大于 2mm, 因此比 2mm 更小的细节无法



显示,即低于 3MHz 的超声频率除对深部位检查外没有太多诊断价值;而大于 7.0 MHz 的超声波因穿透力过弱,对厚组织已失去作为载体的可能,除对浅表器官进行检查、诊断外,常规心脏、腹部等检查并不适用。图 1—1 给出了超声频率 (frequency) 与分辨率 (resolution)、穿透性 (penetration) 的关系:分辨率随频率升高而提高,穿透性随频率升高而下降。

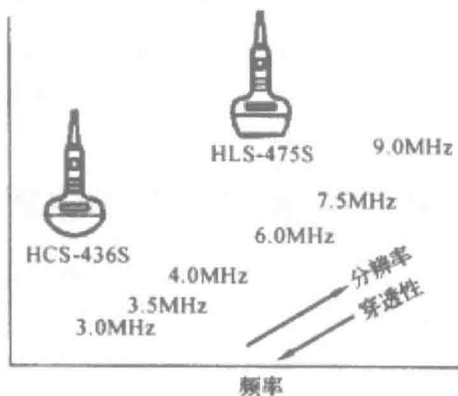


图 1—1 频率和分辨率、穿透性的关系

## 2. 超声波 (信息载体) 与人体组织的相互作用

超声波既是信息载体,也是承载信息的介质。相当于承载书面信息的白纸,信息存在于笔写上去的文字之中。人体组织既是超声波的传播介质,也是超声波作用的对象。超声波在通过人体组织时,声波特性发生多种改变,如频率改变、方向改变、能量(强度)改变。这些改变形成的信息就如同笔在白纸上写下了文字。

超声图像是无数像素组合而成的。每个像素是一个信息单元,代表一串数据。无数单元组成一幅图像,它的精度、清晰度建立在像素分布密度和每个像素的大小以及像素灰度层次的基础上。灰阶图像和组织状态存在的“对应与关联”就是信息,可由此及彼地进行推理。推理的过程就是诊断。

图像分析基于图像特征,主要由四个参数:灰度、对比度、空间分辨率、时间分辨率描述。

## 3. 图像生成过程与相关技术

超声载体中携带的物理信号是人的感官无法直接感受的,因此必须转换成为人眼看得见的视觉信号(图像)或耳朵听得清的声信号(胎儿听诊器)。现代高质量超声图像依托的高新技术,主要包括采样技术、信号处理技术和显示技术。采样过程主要在探头内进行,依赖于探头技术。信号处理主要依赖计算机芯片。显示技术的核心则是数字扫描变换。图 1—2 为超声图像生成过程与相关技术框图。

图像质量受客观的物理定律制约,也依赖于所采用的先进技术。超声影像学的物理



基础主要阐述图像质量的制约因素和提高图像质量的技术途径。

早期超声诊断仪为了兼顾图像分辨力和穿透性，需要配用多种频率的探头。新型超声诊断仪采用了变频或宽频探头，一个探头可以代替多个固定频率的探头。



图 1-2 超声图像生成过程与相关技术框图

## 二、超声成像物理原理

超声波与人体组织相互作用的结果，使超声载体的物理性质发生了改变，如能量改变（衰减），传播方向的改变（反射、衍射、散射、折射，其中折射会造成伪像，一般不被利用），频率的改变（Doppler 效应和散射时高次谐波生成）等。诊断的信息就依附在这些变化的物理参数之中。四大定律是理解超声成像原理的钥匙。

### 1. 吸收（衰减）定律（朗伯 - 比尔定律）

超声波与人体相互作用伴发的能量改变为一衰减（或称吸收）过程。如声束在组织表面的折射、散射导致入射声波能量的减弱。不管内部是什么样的分子过程，能量衰减符合负指数形式的规律，如下式所示：

$$I = I_0 e^{-ax}$$

式中  $I_0$  是入射声束的原始能量， $I$  是声束通过吸收率为  $a$ 、距离为  $x$  的介质后剩下的能量。 $a$  既和介质的特性  $\beta$ （人体骨组织  $\beta$  值大，软组织  $\beta$  值小）有关，还和超声频率  $f_0$  有关：

$$a = \beta \times f_0$$

因此，探头超声频率  $f_0$  越高，吸收率  $a$  越大，即声束能量衰减快，穿透力弱。如果没有补偿措施，部位越深的目标反射回来的信号越弱，深部声像就越来越不清晰。为了纠正这一缺陷，超声诊断仪的信号放大器采用了可变增益放大器。随着入射距离  $x$  的增



大，放大器增益随之递增。放大器增益曲线按正指数型提升，与衰减曲线负指数趋势相反。能量衰减的补偿技术，也称灵敏度时间补偿 (STC) 技术，又叫时间增益补偿 (TGC)。

声束能量因吸收产生的衰减与放大器增益补偿相抵，保证了图像的全场均匀。超声诊断仪除有机内自动补偿外，面板上还有一排滑动钮，标志也称 STC(或 TGC)，见图 1-3。实际上这是叠加在机内自动补偿外的手动补偿器。操作者可在不同深度处强化或弱化图像局部的亮度。

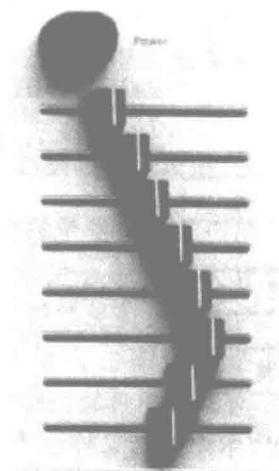


图 1-3 面板 STC 调节

## 2. 反射定律

反射定律是与图像细节灰度有关的定律。当入射声束碰到脏器组织的反射面时，如果反射面直径大于半波长 ( $> \lambda/2$ )，即发生反射。部分声束按“反射角 - 入射角，方向返回原介质，反射能量的百分比称为反射率  $r$ ，它与界面前后组织的声阻抗比有关。

前面已提到，超声图像的清晰度建立在像素灰度层次的基础之上，而像素灰度和四个参数 (声压、声能、声阻抗、反射率) 有关。像素灰度的明暗是组织细节界面反射强弱反映。它们之间的关系如下：

$$P = \rho c \omega A$$

$$I = 1/2 \rho c \omega^2 A^2$$

$$Z = \rho c$$

$$r = (z_2 - z_1 / z_2 + z_1)^2$$

式中， $I$  为入射能量； $P$  为声压； $\rho$  为组织密度； $c$  为声波在该组织中的传播速度； $\omega$  叫为声波角频率 ( $\omega = 2 \pi f_0$ )； $A$  为声束面积； $Z$  为声阻抗，反映了组织特性； $r$  是反射率，由反射面前后声阻抗之差 ( $z_2 - z_1$ ) 决定。

B 型超声波 (B 超) 图像是明暗灰阶图像，灰度反映组织细节的反射率，因此 B 超图像可看作是细节反射率的分布图，携带了有用的组织信息。



没有明暗对比就显示不出细节。明暗的量化以灰阶定标，从最暗到最亮对可分辨的灰度进行分级，可分辨的层次以  $2^n$  表示。 $n$  称为字长，表示动态范围的宽窄，以 bit 为单位。极端情况为  $n=1$ ，此时  $2^1=2$  只有黑白两个层次，如木刻。 $n \neq 1$ ，则黑白之间可分为  $2^n$  个灰度层次。显然，行越大层次越丰富，图像越细腻（图 1-4）。

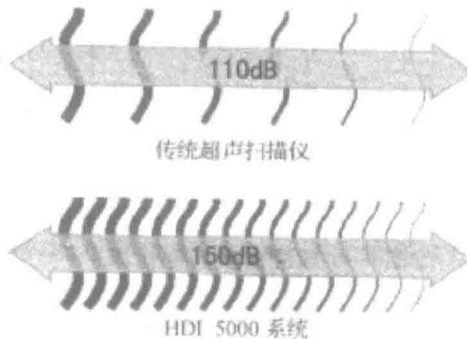


图 1-4 灰度的动态范围

灰阶以两个灰度之比的对数表示。单位名称为贝尔，该值乘以 20，称为分贝 (dB)。其数值表示亮度从最暗到最亮范围内灰带可分的等级。图 1-4 中上带为 110dB，下带为 150dB。 $110\text{dB}=10^{5.5}$ ， $150\text{dB}=10^{7.5}$ ，两者相差 100 倍，表示下带的灰度分辨层次多，动态范围宽，灰度分辨率提高了 100 倍，即灰度分辨率为 150dB 的图像比较细腻，信息量也较多。要注意亮度和灰阶的区别。两者虽然相关，但不是同一概念。

亮度有绝对单位，以流明为单位，和显示屏的特性有关。超声显示器屏幕亮度可调。灰度是图像像素间亮度的相对比较，dB 是相对比较单位。调整屏幕亮度并不一定会改变灰阶关系。对比度以灰阶变化率  $y$  表示， $y=1$  是一条呈  $45^\circ$  的直线，表示输入、输出保持正比的线性变换关系。改变斜率或曲率。强化或弱化细节间黑白对比，称为灰度变换（属于图像优化后处理技术的一种），见图 1-5。

### 3. 衍射定律

衍射定律与图像细节的分辨率有关。衍射原是光学的概念。一般假定光波是直线传播的，实际上按波的传播特性，会偏离直线方向，称为衍射（或绕射）。衍射定律如下式表示：

$$\sin\theta = 1.22\lambda / d$$

式中  $\theta$  为偏离原来方向的角度，称为衍射角。 $\theta$  角的大小与  $\lambda/d$  成正比。

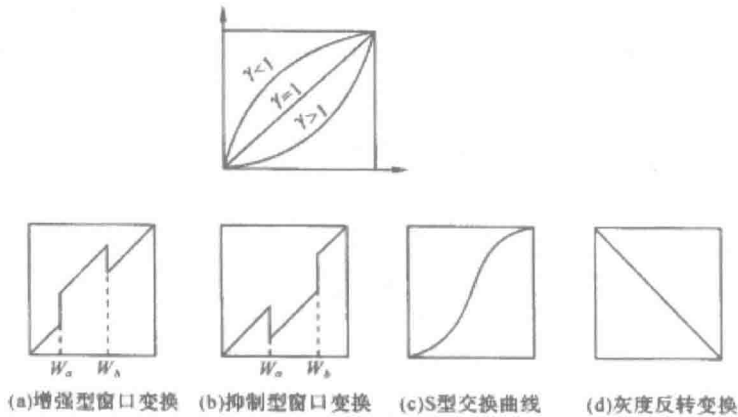


图 1-5 灰度变换的变化率

图像最基本的单元是像素。像素的物理意义是衍射斑，它的最小面积和  $\theta$  有关，因而与  $\lambda/d$  有关。分子  $\lambda$  越小、分母  $d$  越大，衍射角越小；衍射斑直径越小，即分辨率高，能显示更小的组织细节。这说明分辨率由衍射角  $\theta$  决定。

超声波是机械振动，不是光波（电磁波）。超声在弹性介质中传播时同样呈现波动的特性，也有衍射现象。超声图像是经过压电晶体换能器把力信号转换为电信号，再经过光电换能器（荧光屏）把电信号显示为可视的图像。

超声波频率和声波穿透深度以及分辨距的关系见表 1—1。随频率从 1MHz 递升到 7MHz，穿透距离从 180mm 递减到 60mm，而分辨距从 4mm 缩小到 1mm。按分辨率要求，超声诊断仪应采用高频超声，但实际情况往往要根据穿透深度折中地选用较低频率。

表 1-1 超声波频率与声波穿透深度及分辨距关系

频率(MHz)	深度 (mm)	分辨率 (mm)	
		横	纵
1. 0~2. 5	180	4. 0	2. 0
3. 0~3. 5	140	3. 0	2. 0
5. 0	80	2. 0	1. 0
7. 0	60	1. 0	1. 0

注：表中所指分辨率实际上是分辨距，超声诊断仪产品说明书上两者往往不分。分辨率概念还必须分清屏幕分辨率和超声像素（衍射斑）分辨率。屏幕分辨率是指屏幕上荧光点阵两点之间的最小距离。显示器有不同精度规格，这是荧屏工艺决定的。像素实际是指声波的衍射斑。如果把像素放大，它们都是相似的明暗相间的同心圆或称为弥散圆。像素内部已不可能进一步分解，即它是图像最基本的单位。像素的直径成为图像显示细节的极限，大约是超声波长的一半 ( $\lambda/2$ )。分辨距越小，分辨率（力）越高，图像能显示的细节越小。

一般医用超声的波长较长，衍射斑直径为毫米级。一个衍射斑若覆盖两个以上屏幕光点，图像的清晰度必然下降。提高图像分辨率应考虑两方面：采用较高频率的超声作载体，采用荧光点分辨距小、高精度的显示屏。这种显示器价格十分昂贵。



#### 4. Doppler 定律

Doppler 定律与超声测速有关。当声波遇上运动物体时，反射回来的声波频率会发生改变。若入射超声频率为  $f_0$ ，反射回来的频率为  $f$ ，则频率改变  $f_d = |f_0 - f|$  称为频移。

Doppler 定律就是根据频移  $f_d$  测算运动物体的速度  $v$  的定律：

$$f_d = f_0 - f = \pm 2f_0(v \cos \theta / c), \quad v = \pm c \cdot f_d / (2f_0 \cdot \cos \theta)$$

式中， $v$  和  $f_d$  为线性关系， $\cos \theta$  为声束前进方向与物体运动方向的夹角余弦， $f_0$  与  $c$  都是常量。符号土表示声束传播方向和物体运动方向的相对关系。如物体运动方向迎对声束传播方向，符号取 +，否则取 -。

Doppler 技术为运动物体无接触测速提供了科学依据。在超声诊断仪中引入 Doppler 技术后，开发了超声血流测速仪，这使超声诊断仪从结构分析领域跃进到功能判断领域，是医学领域一次革命性的跃变。

### 三、超声探头的工作原理与结构

信息获取是超声影像形成必经的重要过程，包括超声（信息载体）发生或发射，反射回波接收，声束聚焦，声束扫描。整个信息的采样过程是在探头中完成的。

探头是超声诊断仪的关键部件，图像质量很大程度上取决于探头性能，因此探头在超声设备整机成本中占很大比重，相关技术也较丰富。探头的核心是压电元件，超声的发生、发射，回波的收集都基于压电元件的物理效应。声束的动态聚焦和多样化自动扫描则依赖于相控阵技术。

#### 1. 压电晶体与压电效应——超声波的发生与接收

晶体在不受压情况下，结晶分子总体上电荷对称，表面不带电，见图 1-6(a)、(b)。但当其受压力或牵引时，极性分子电荷偏离正负中心，表面出现剩余电荷，见图 1-6(c)、(d)，称压电效应（现象）。反之，在晶体表面施加电场时，晶体分子正负离子受到外电场吸引或排斥，产生相对位移，进而导致晶体形变，称为反压电效应（现象）。

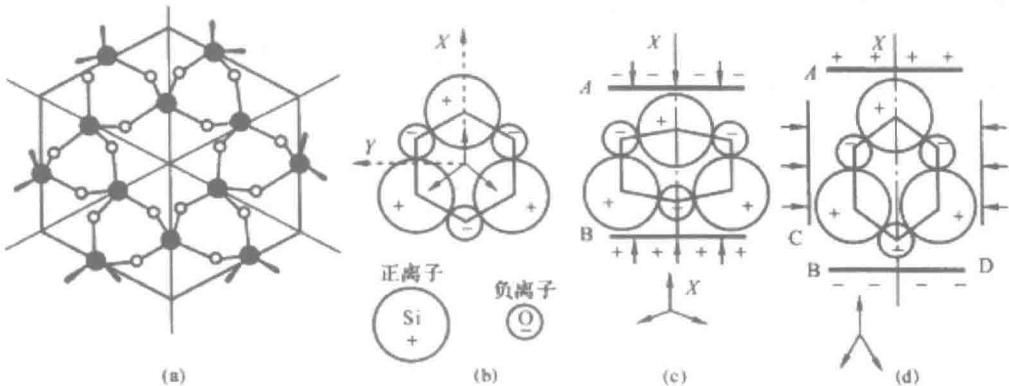


图 1-6 压电晶体的正负离子不重合结构与压电现象



具有压电效应的材料是由极性分子组成的，极性分子（如石英、锆钛酸铅等）的正负离子中心不重合。早期使用的天然压电材料如石英，按一定方位裁切，制成压电晶体（图 1-7）。现在多采用锆钛酸铅等烧结成的压电陶瓷，因其生产工艺简单，压电性能好，可做大面积元件且价格便宜，目前已完全代替天然压电晶体。

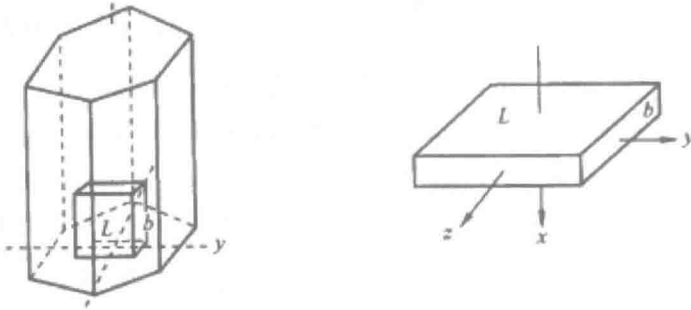


图 1—7 由天然压电材料石英特定截面制成的压电晶体

压电晶体是换能器元件，有两种效应：压电效应和反（逆）压电效应。前者用于超声接收，后者用于超声发射。压电晶体在外加压力时，晶体表面产生电荷，即产生“力—电”换能作用，机械能转变为电能。这种效应被广泛用于探头，以接收超声波回波。压电晶体在外加电压时发生厚度形变，施加脉冲电压时则产生振动。压电晶体的这种“电—力”换能作用，使电能转变为机械能，这种效应被应用于超声探头，以发射超声波。

## 2. 超声探头结构

### (1) 单晶体探头结构

早期超声诊断仪都是单（晶体）探头，新型探头都是多元阵列探头。即使是单探头，结构也不简单，如图 1-8。至少要解决两个问题：其一，晶体振动产生的超声发射是双向的，但向上发射是无用的，会因重复反射造成伪像，必须设法消除。其二，晶体向下发射遇到晶面与皮肤界面，如两者阻抗相差悬殊，引起强烈反射，入射超声能量未进入人体已提前衰减，影响探头灵敏度。因此，探头表面必须采用阻抗渐变层（阻抗匹配层）降低入射损耗（图 1-9）这两项措施大大提高了探头的灵敏度。由于匹配层不耐摩擦，应用时要注意维护。





图 1-8 单晶片探头结构

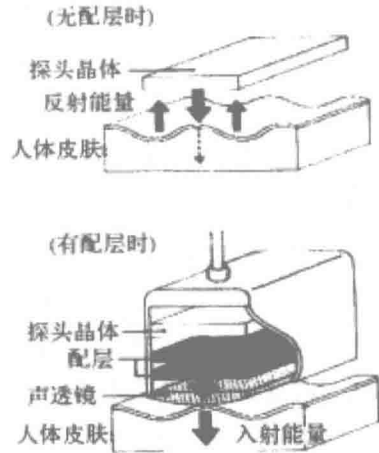


图 1-9 探头表面匹配层

### (2) 多元阵列探头结构

现代自动电子扫描的超声探头是多元阵列结构，即一个探头由许多压电晶体组成，每个晶体称为阵元（图 1—10）。多元阵列探头的发明解决了两大问题：其一，实现了自动聚焦（形成超细声束），并使自动变焦成为可能（提高了全场画面的图像质量）。其二，多模式（线扫、扇扫、凸形扇扫等）声束自动扫描，淘汰了操作困难的手动扫描臂，结束了早期诊断仪手动扫描的方式，取代了结构复杂、价格昂贵、性能不稳定的记忆示波器。多元阵列探头的出现是超声诊断仪的一次巨大跃进。

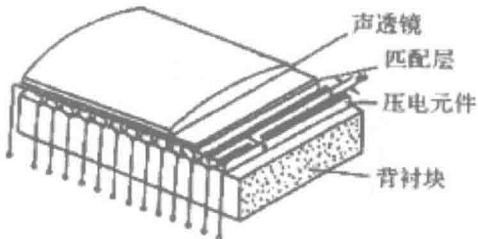


图 1—10

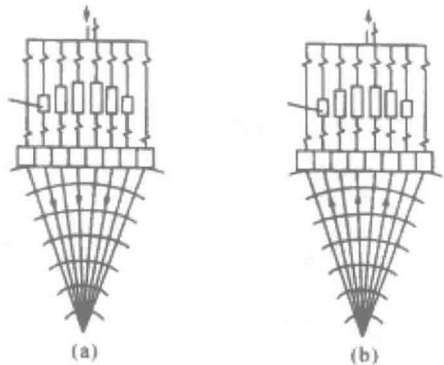


图 1—11

多元阵列探头由几十个甚至上百个压电单元组成。以早期的超声诊断仪 AlokaSSD256 为例，该机有 256 个振子，每 4 个振子组成一个阵元，对应 64 个通道。声束不是单个压电元件形成，而是多个压电单元发出的子声束经聚焦合成的，反射回来的声波也是经过多条回波子声束聚焦合成的（图 1—11）。

### 3. 惠更斯原理与相控阵技术

惠更斯原理是关于振动在媒体内传播的理论。应用于超声的声束聚焦与扫描技术原