

卫生部规划教材

全国中等卫生学校教材

供医学影像诊断专业用

# 超声诊断学

主编 康永军

主审 侯家声



5.1

人民卫生出版社

**图书在版编目 (CIP) 数据**

超声诊断学/康永军主编. —北京: 人民卫生出版社,  
1997  
ISBN 7-117-02567-0

I. 超… II. 康… III. 超声波诊断-专业学校-教材  
IV. R445. 1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (97) 第 06853 号

**超 声 诊 断 学**

康永军 主编

人民卫生出版社出版发行  
(100050 北京市崇文区天坛西里 10 号)

人民卫生出版社印刷厂印刷

新华书店经销

787×1092 16 开本 14  $\frac{1}{2}$  印张 320 千字  
1997年10月第1版 1997年10月第1版第1次印刷  
印数:00 001—20 000

ISBN 7-117-02567-0/R·2568 定价:12.80 元

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

著作权所有,请勿擅自用本书制作各类出版物,违者必究。

# 目 录

<b>第一章 超声诊断的物理基础</b> .....	1
<b>第一节 超声诊断学概述</b> .....	1
一、超声诊断原理.....	1
二、临床应用.....	1
<b>第二节 超声波的性质</b> .....	2
一、机械波的产生和分类.....	2
二、超声波.....	4
<b>第三节 超声波的发生</b> .....	6
一、压电效应.....	7
二、超声波的产生和接收.....	7
三、探头的基本结构及种类.....	8
四、探头主要参量.....	10
<b>第四节 超声波的传播</b> .....	12
一、超声波的传播方向.....	12
二、声特性阻抗与界面.....	13
三、反射和折射.....	14
四、散射和绕射.....	16
五、超声波的衰减.....	17
<b>第五节 超声生物效应及诊断安全性</b> .....	18
一、医用超声声场参量.....	18
二、超声生物效应.....	18
三、超声生物效应的物理机制.....	19
四、超声诊断安全性.....	20
<b>第二章 超声诊断仪</b> .....	21
<b>第一节 A型超声诊断仪</b> .....	22
<b>第二节 M型超声诊断仪</b> .....	22
<b>第三节 B型超声诊断仪</b> .....	23
一、成像原理.....	23
二、B型超声诊断仪的结构特点.....	23
<b>第四节 D型超声诊断仪</b> .....	27
一、多普勒效应.....	27
二、人体内的多普勒效应.....	27
三、显示方式.....	28
四、D型诊断仪的结构特点.....	30
<b>第五节 超声诊断仪的使用</b> .....	31
一、超声诊断仪的工作环境要求.....	31

# 第一章 超声诊断的物理基础

## 第一节 超声诊断学概述

### 一、超声诊断原理

超声诊断学是在现代电子学发展的基础上，将雷达技术与声学原理相结合应用于临床医学诊断的一门新兴的独立学科。其研究内容包括超声诊断的物理基础、超声诊断仪结构、操作技术、对声像的分析判断及介入性诊断与治疗等。

超声诊断仪由发射、扫查、接收、信号处理和图像显示等部分组成，分主机和探头两大部件。探头是将电能转换成声能或将声能转换成电能的装置，有时也称为换能器。一部主机可配有一个或多个探头。

超声诊断是根据超声声像图对疾病做出的诊断。超声波与光波相似，有直线传播、反射、散射、衰减及多普勒效应等物理特性，通过各种类型的超声诊断仪，将超声发射到人体内，在人体内传播的超声波遇到不同组织或器官的分界面时，将发生发射或散射，形成回声，其强度由界面的性质和空间分布决定。这些携带信息的回声信号经接收、放大和处理后，由显示屏显示为波形或图像，这些波形或图像统称声像图。观察分析超声声像图并结合临床表现可对疾病做出诊断。

### 二、临床应用

现代超声诊断仪对人体软组织结构 and 含液体器官有很高的分辨率，能清晰显示这些组织器官的细小病变或功能变化。与普通 X 线诊断和 X 线 CT 等影像技术相比，超声诊断具有以下特点：①无放射性损伤，无创伤性检查技术；②能方便地获得欲检器官各种方位的断面图像，层次丰富，接近于解剖真实结构、定位及测量准确；③对活动器官能作动态的实时切面显像，便于观察；④能发挥管腔造影功能，无需任何造影剂即可显示含液管腔的结构，如心脏、大血管、肝内血管、胆囊及胰胆管等；⑤对软组织器官内的小病灶有良好的显示能力，能清晰显示实质性器官内 2~3mm 的囊性或实质性病灶等。

超声诊断的临床应用，使过去许多难以发现和不能确诊的疾病，得以早期发现和确诊。超声声像图能清晰地显示肝、胰、脾、肾、子宫等实质器官和胆囊、膀胱等含液体器官的正常结构及许多疾病，准确地鉴别囊性和实性病变。在产科，从早孕到分娩前的整个妊娠过程都可用超声检查：观察胎儿发育过程，判断胎儿成熟程度及有无先天性畸形，了解胎盘及脐带的状况等。

因为超声声像图可以全面、直观、实时地显示心脏和大血管的解剖结构，以及心肌、瓣膜的运动状态和血流状况，所以能使先天性心脏病、心脏瓣膜病、心肌病及冠心病等心脏病的诊断水平显著提高。

腔内超声通过食管、直肠或阴道等探查，提高了深部器官疾病的诊断能力。介入性

超声的应用，大大提高了对恶性肿瘤的临床术前确诊率，如细针经皮穿刺针吸细胞学检查已广泛应用于肝、胰、脾、肾、甲状腺及乳腺等肿瘤的确诊。近年来，介入性超声不仅应用于囊肿和脓肿的穿刺治疗，而且开展了对恶性肿瘤治疗的探索，如超声引导下经皮穿刺对肝癌注射无水酒精的治疗，已取得较好效果。

超声诊断对骨关节、颅脑、胸壁、肺和胃肠等的部分疾病也有一定的价值。但是，由于骨、空气等介质与软组织形成的交界面，对超声波的透射率太低，故目前超声诊断在这些器官的广泛应用受到一定限制，对此还有待进一步的探索和研究。

## 第二节 超声波的性质

波动简称为波，是日常生活中常见的现象。自然界有各种各样的波，常见的有电磁波和机械波。无线电波、可见光和 X 线等都是电磁波，而声波、水波和地震波等均为机械波。电磁波能够在真空中传播，而机械波只能在介质中传播。超声波是指振动频率在 2 万赫兹以上的机械波。

### 一、机械波的产生和分类

#### (一) 机械波的产生

机械波是机械振动在弹性介质中的传播。它是一种重要的能量传播形式。物体围绕某一中心位置作往复运动称为机械振动。弹性介质是一些受外力作用后能恢复形变的物质，如人体软组织、液体和气体等。若弹性介质中的某一微小区域内的物理特性是均匀一致的，则该微小区域称为质点。由于质点与质点之间存在着作用力，所以介质中的一个质点受振源作用而振动起来之后，便引起邻近质点的振动，邻近质点的振动又引起较远质点的振动，这样振动就以一定的速度从振源开始由近及远地在整个介质中传播出去，此即为机械波。由此可见，机械波的产生须具备①引起机械振动的物体即振源；②传播这种振动的弹性介质。

例如置于空气中的音叉被敲击后产生振动，振动的音叉又作用到周围空气的质点上，并使之振动，在空气中将产生交替出现的压缩区和稀疏区，由于空气质点间的弹性作用，这些压缩区稀疏区又将向周围传播，此即为音叉产生的声波（图 1-1）。

必须指出：机械波在介质中行进时，介质中的质点只是在各自的平衡位置附近振动，并没有随波向前迁移，每一个质点只把它的振动状态（能量）传递给远处的质点，使远处的质点做相似的振动。因此，机械波是在介质中传播的振动及其能量，而不是介质质点的迁移。如同水面上后浪赶前浪的表现，向前推进的是波形，而不是质点本身。

#### (二) 机械波的分类

1. 横波和纵波 在弹性介质中，根据波的传播方向和介质质点的振动方向间的关系，可分为：

(1) 纵波：介质质点的振动方向与波的传播方向一致的波，称为纵波。纵波传播时，介质中各质点沿着传播方向振动，形成交替的压缩区与稀疏区相间隔的波形。空气中的声波是纵波（图 1-1）。目前在超声诊断中，仅纵波有实用价值。纵波在固体、液体和气体中都能传播。

(2) 横波：介质质点的振动方向与波的传播方向垂直的波，称为横波。横波的特征

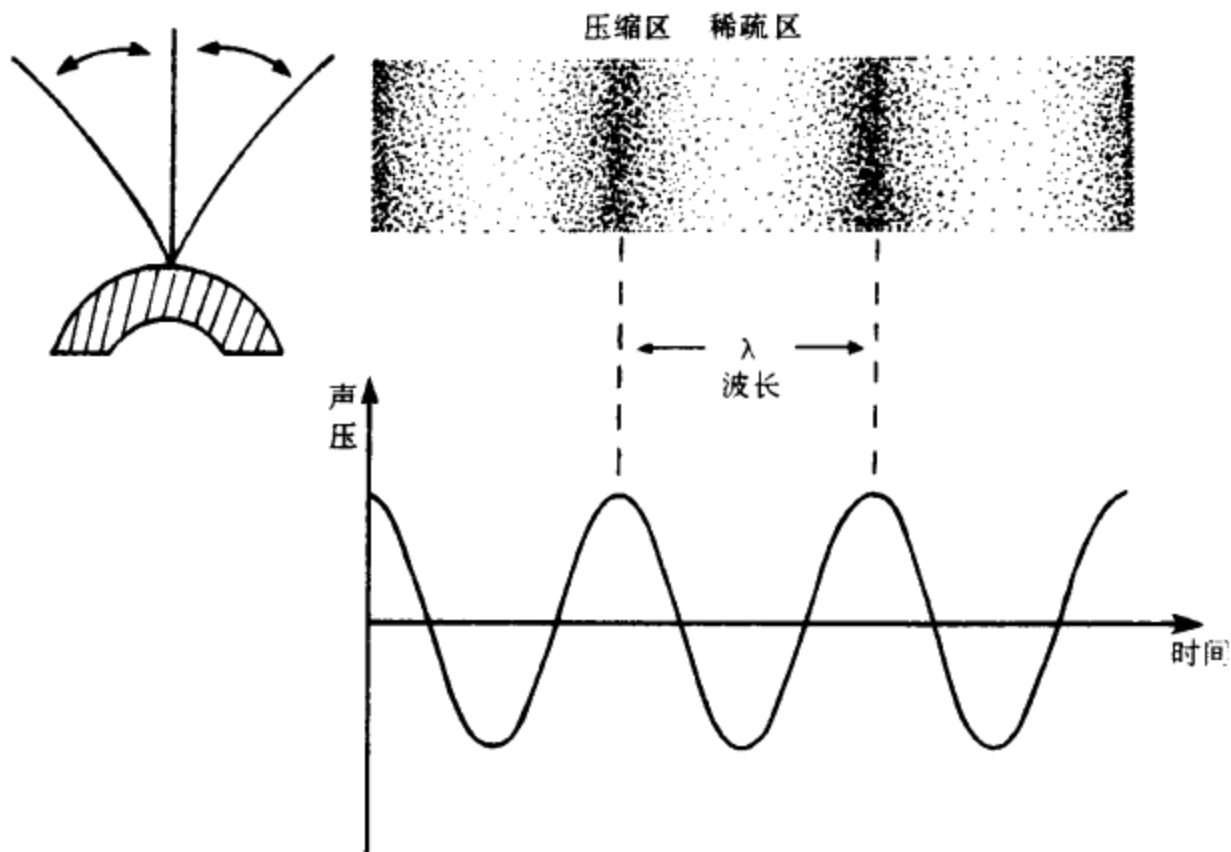


图 1-1 音叉在空气中振动产生的声波（纵波）示意图

是凸凹相间。如弦绳的振动波为横波（图 1-2）。横波只能在固体中传播。

2. 平面波和球面波 当波在介质中前进时，介质的质点都在各自的平衡位置附近振动，具有同样的位移和运动方向的质点称为同相位。在某一时刻介质中相位相同的各点组成的面称为波面。波面为平面者称平面波，波面为球面者称球面波。在超声诊断中，为研究方便一般视超声波波面为平面波（图 1-3）。

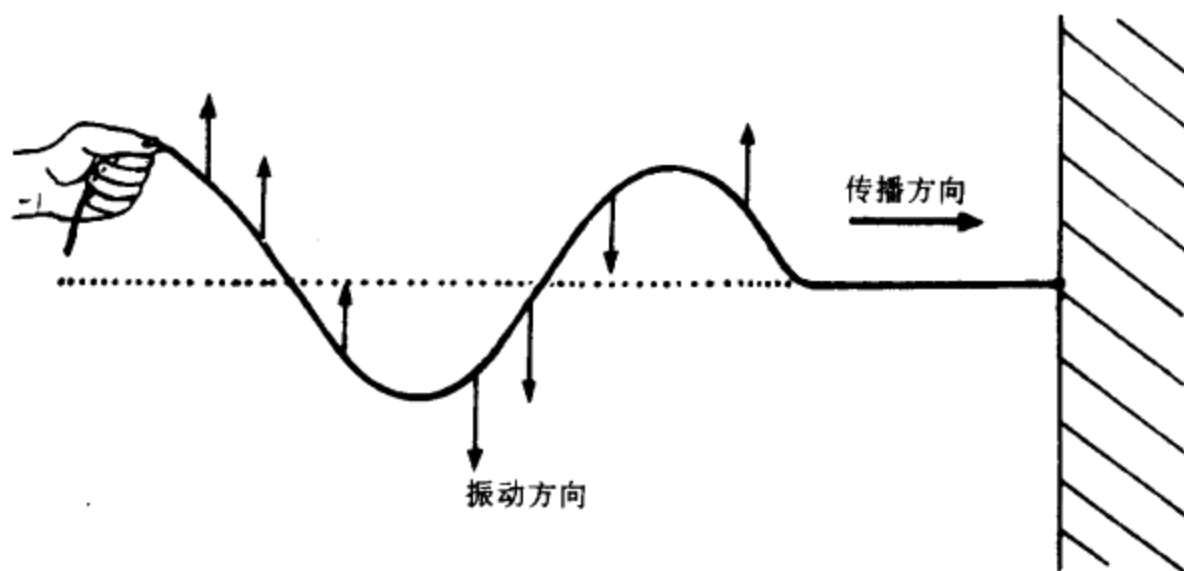


图 1-2 横波示意图

### 3. 连续波和脉冲波（图 1-4）

(1) 连续波：振源做持续不断的振动所产生的波为连续波。

(2) 脉冲波：振源做间歇的振动所形成的波为脉冲波。间歇振动的声源，每一次振动产生一个声脉冲，声源振动的时间即为脉冲波的持续时间，也称为脉冲宽度，多在几微秒。在超声诊断仪中，声脉冲通常由正弦波组成，一个声脉冲一般仅包含 2~3 个正弦波。在一段时间内所产生的一串脉冲，可称为脉冲群。在脉冲群中，一个脉冲的某一时刻

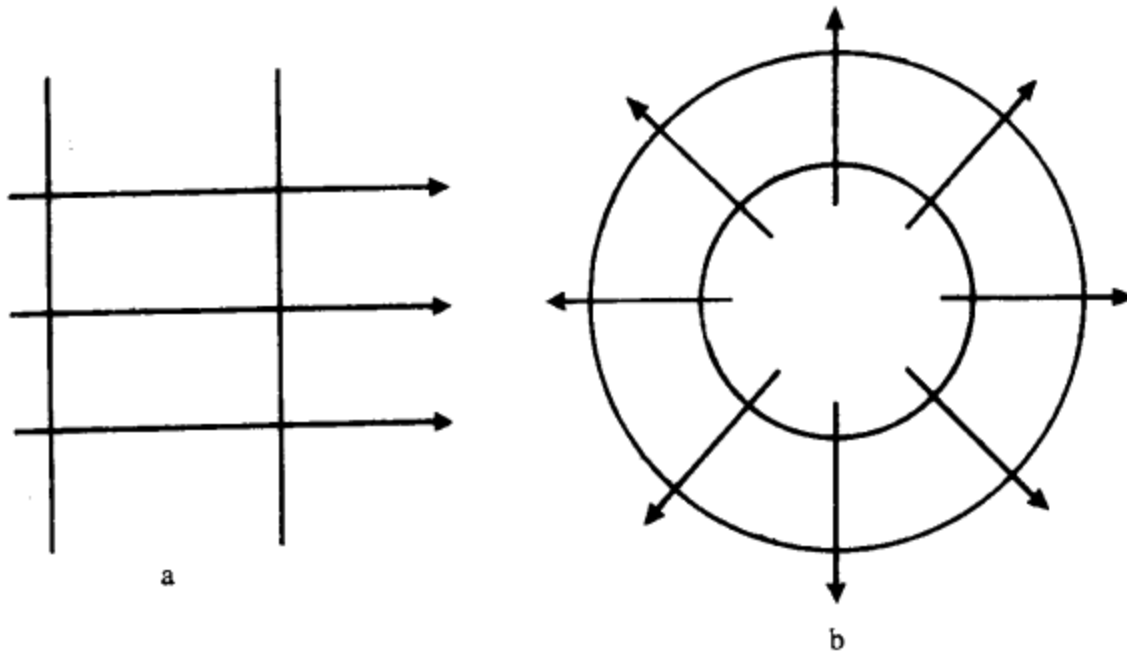


图 1-3 平面波和球面波  
a: 平面波; b: 球面波

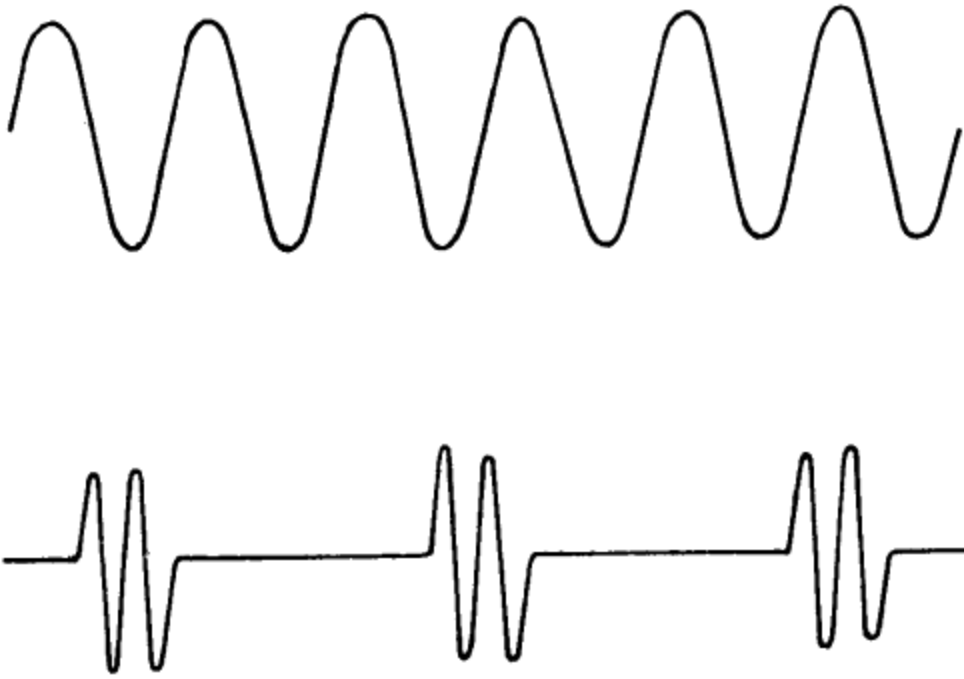


图 1-4 连续波 (上图) 和脉冲波 (下图) 示意图

刻至相邻脉冲的对应时刻的时间间隔称为重复周期 (T), 其倒数  $1/T$  称为脉冲重复频率 ( $f=1/T$ ) 脉冲重复频率多在数 kHz。脉冲波广泛应用于各型超声诊断仪中。

## 二、超 声 波

超声波是指振动频率在 2 万赫兹 (Hz) 以上的机械波。它是相对于声波而言的, 频率在 16~20 000 Hz 间的机械波能被人耳感知, 称为声波。频率低于 16Hz 的机械波称为次声。超声波波长短, 频率高, 人耳听不到。

### (一) 超声波的物理量

1. 周期与频率 介质中的质点自平衡位置往返振动一次所需的时间称为周期 (T), 即质点完成一次全振动所需的时间。在单位时间内质点完成全振动的次数称为频率 (f)。频率的单位是 Hz, 1 秒钟振动一次为 1Hz。频率与周期互为倒数:  $f=1/T$

诊断用超声波的频率一般在 1~20MHz 之间, 低于 1M Hz 的超声波分辨率差, 不能用于诊断。

2. 波长与声速 在一个振动周期内, 振动传播的距离称为波长 ( $\lambda$ )。在超声波 (纵波) 中, 它等于两个相邻的压缩区或两个相邻的稀疏区中央间的距离。声速是指单位时间内超声波在介质中传播的距离, 用  $C$  表示。声速  $C$  与波长  $\lambda$ 、频率  $f$  之间关系如下:

$$C = f \cdot \lambda$$

须说明的是:

(1) 各种频率的超声波在同一介质中声速都相同, 即介质中的声速只与介质的性质有关, 与频率无关。

(2) 在同一介质中, 波长与频率成反比。频率越高, 波长愈短 (表 1-1)。波长与分辨病灶的能力有关。

表 1-1 人体软组织中不同频率的波长

频率 (MHz)	1.25	2.5	3	3.5	5	7.5	10	20
波长 (mm)	1.23	0.6	0.5	0.44	0.3	0.2	0.15	0.075

(3) 频率相同的超声波在不同的介质中传播时其声速不同 (表 1-2), 波长不等。如 3M Hz 的超声波在人体软组织中的声速为 1540m/s, 波长为 0.5mm, 而在空气中的声速为 380m/s, 波长为 0.11mm。

表 1-2 人体部分正常组织的密度、声速和特性阻抗

介质名称	密度 ( $\text{g/cm}^3$ )	声速 (m/s)	声特性阻抗 ( $1 \times 10^5$ 瑞利)
空气 (22℃)	0.0018	334	0.000407
水 (37℃)	0.9934	1523	1.513
血液	1.055	1570	1.656
脂肪	0.955	1476	1.410
肌肉	1.074	1568	1.684
软组织 (平均)	1.016	1500	1.524
肝	1.050	1570	1.648
羊水	1.013	1474	1.493
大脑	1.038	1540	1.599
颅骨	1.658	3860	5.571

3. 波幅 即振幅。是声波传播过程中, 质点自平衡位置振动至最大位移间的距离。在同一介质中, 振幅越大, 波的能量越高。

4. 声强与声强级 在垂直于超声波的传播方向上, 单位时间内通过单位面积上的超声能量为超声强度, 简称声强 ( $I$ )。单位是  $\text{W/cm}^2$  或  $\text{mW/cm}^2$ 。两个声强之比能反映两个超声信号的大小, 声强比的对数值称为声强级, 单位是分贝 (dB)。

$$\text{声强级 } L_i \text{ (分贝)} = 10 \text{Lg} \frac{I}{I_0} \text{ (dB)}$$

式中  $I$  为所求声强,  $I_0$  为参考声强。声强级指的是两个超声信号比值的对数值, 并非声强本身的量值。因此在说明声强级是多少分贝时须指出参考声强值。若对参考声强无特别说明, 一般都是采用声强参数  $I_0 = 10^{-16} \text{W/cm}^2$ , 这是当频率  $f = 1 \text{k Hz}$  时人耳能听到



的最小声强。

5. 声压与声压级 超声传播时, 介质中的介点形成压缩区和稀疏区。压缩区的介质密度相对较大, 其压强大于平衡状态的静压强, 声压为正值。在稀疏区的介质密度小, 声压低于平衡状态的静压强, 声压为负值。介质中有声波传播时的压强与无声波传播时的静压强之间的差值称为声压 (P)。它相当于在垂直超声波传播方向上的单位面积上所承受的压力。两声压之比的对数值称为声压级。

$$\text{声压级 } L_p \text{ (分贝)} = 20 \lg \frac{P}{P_0} \text{ (dB)}$$

式中 P 为所求声压,  $P_0$  为参考声压。当某测定声压 P 与参考声压  $P_0$  之比  $\frac{P}{P_0} = 10^5$  倍, 其声压级为 100 分贝。

## (二) 超声波的声场

1. 声束 声束是指从声源发出并集中在一个狭小立体角内成束状传播的声波。如同黑暗中手电筒发出的光束。在声束内集中了探头发射的绝大部分声能, 在声束外, 声能散布很小。声束的中心轴线称声轴, 它代表超声在声源发出后其传播的主方向。

2. 声场 声场指介质中有超声波存在的区域。若超声波在均匀介质中传播, 在声场所波及的范围内声束随离开声源的距离增加而扩散。直径小于波长的点状声源发射的超声波以球面波方式传播, 方向性很差; 直径远大于波长的声源发出的高频超声波, 在开始的一段距离内以平面波方式传播, 声束的超声场不扩散, 称为近场 (图 1-5)。近场的长度 (L) 与声源半径 (r) 的平方成正比, 与波长 ( $\lambda$ ) 成反比, 即:

$$L = \frac{r^2}{\lambda}$$

在近场区以外, 声束开始扩散称为远场。其扩散角与声源的半径成反比, 与波长成正比。

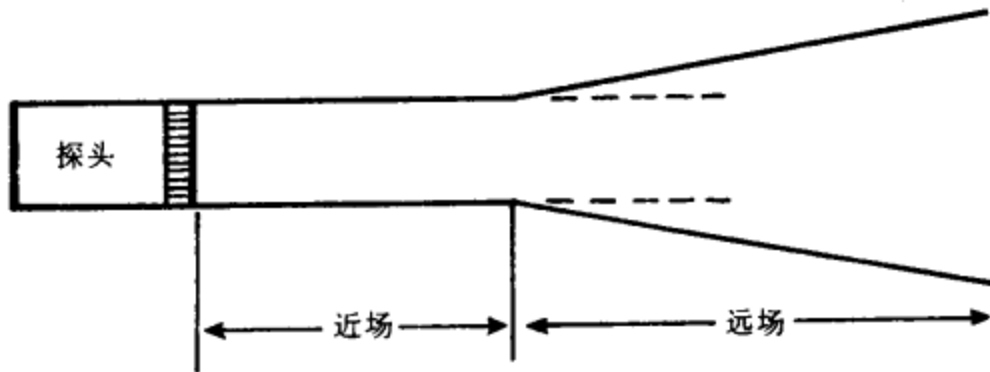


图 1-5 超声声场示意图

超声波频率越高, 波长越短, 则近场长度越长, 扩散角愈小, 声束指向性也愈好。加大探头直径虽能增加近场长度并缩小扩散角, 改善指向性, 但声束的宽度也增加, 致使横向分辨率和厚度分辨率降低。因此, 现代超声诊断仪都使用小巧的聚焦探头以减少远场声束扩散。

## 第三节 超声波的发生

目前, 医学诊断用超声波发生装置, 多根据压电效应原理制造。

## 一、压电效应

某些晶体如石英分子排列缺乏中心对称（图 1-6）。在不受外力作用时，正负电荷互相抵消，晶体不显电性。当在其两端施加一个压力（或拉力）时，晶体被压缩（或拉伸），晶体的两个表面将分别出现正、负电荷，即机械能转变为电能；反之，当晶体受到交变电场的作用时，晶体将出现压缩和膨胀，其电能转变为机械能。这种在晶体上改变其形态或压力引起电极分化，相反给予通电则产生形态改变或压力的现象称压电效应。由机械能转变为电能的过程称为正压电效应，而由电能转变为机械能的过程称为逆压电效应。具有压电效应性质的晶体称为压电晶体。目前广泛应用于超声诊断仪的是人工合成的压电材料如锆钛酸铅类压电晶体，它具有灵敏度高、激励电压较低、加工方便和成本较低等优点。

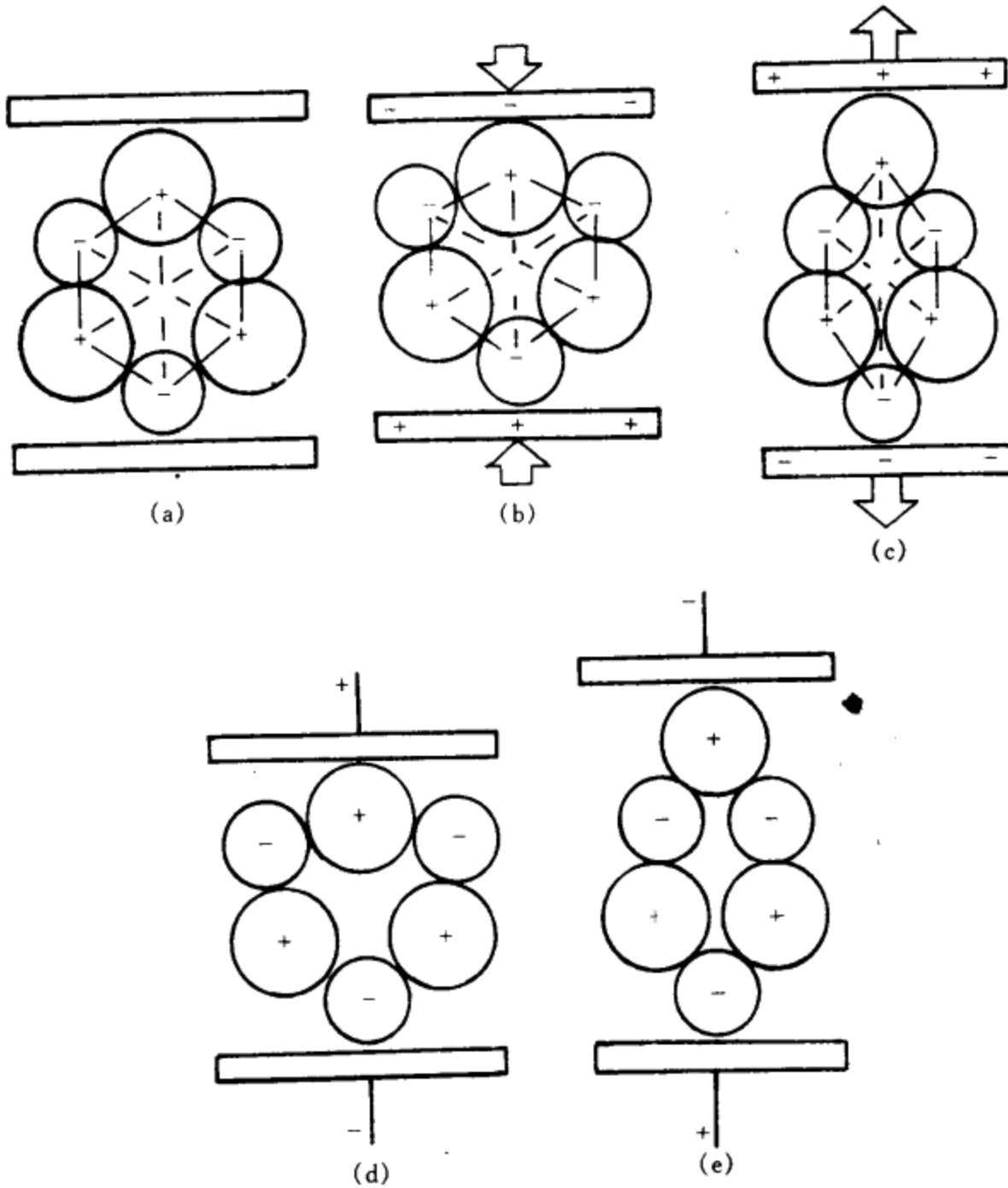


图 1-6 压电效应示意图

## 二、超声波的产生和接收

压电晶体具有电能与机械能互相转换的性能，所以它既可做为超声波发生器，又可

做为超声波的接收器。

超声波的产生是利用压电晶体的逆压电效应。当压电晶体受到仪器产生的高频交变电压作用时，压电晶体将在厚度方向上产生胀缩现象，即机械振动。这个振动的晶片即成了超声波的声源。该振动引起邻近介质形成疏密相间的波，即超声波。超声波的接收则是利用压电晶体的正压电效应。当回声信号作用于压电晶体上，相当于对其施加一外力（机械能），根据正压电效应，晶体两边将产生携带回声信息的微弱电压信号，将这种电信号经过放大、处理之后，即能在显示屏上显示出用于诊断的声像图。

### 三、探头的基本结构及种类

#### （一）探头的基本结构

探头的种类较多，性能各异，但基本结构大致相同，主要由压电晶体、吸声背块、匹配层、导线及接口电路等部分组成。现以简单的 A 型探头为例予以说明（图 1-7）

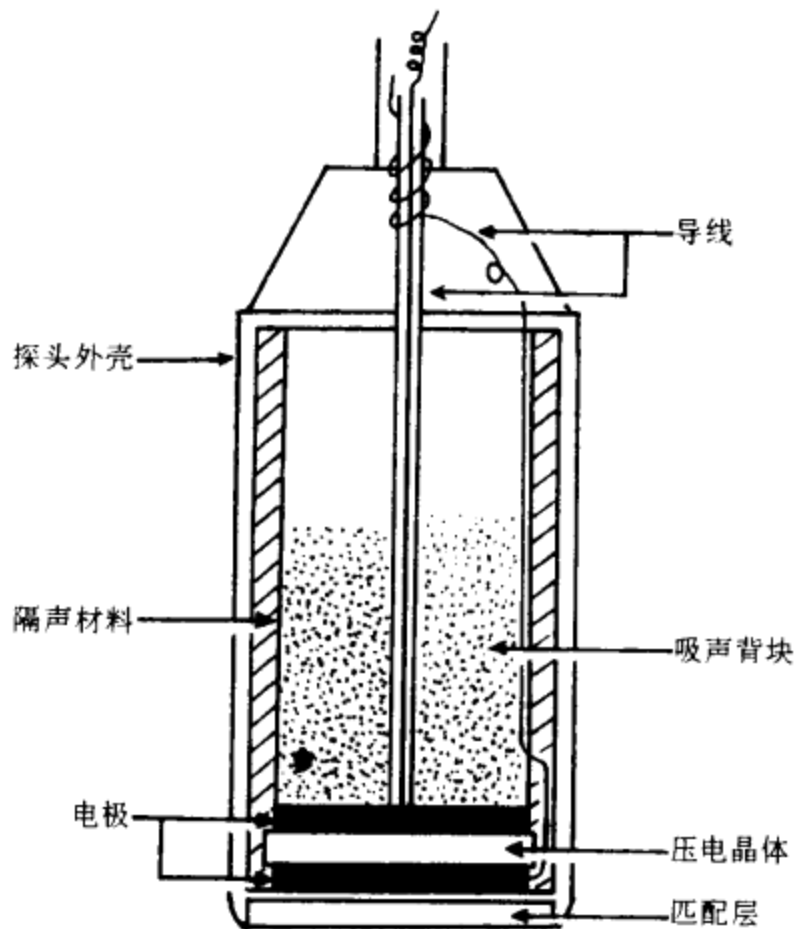


图 1-7 探头结构示意图

探头的前部是压电晶体，压电晶体仅有零点几毫米厚，容易损坏，使用中应注意保护。晶体两面涂有薄银层，并从银层上各引出一条导线，用来传送激励电信号至晶片并将晶片转换的回声电信号送到接收放大器。绝大多数探头都采用同一压电晶片兼做超声发生和接收两种功能。晶片的前面为环氧树脂或二氨基等材料制成的匹配层。其作用是保护晶片并防止激励电压损伤晶片。匹配层的声阻抗介于压电晶体和人体皮肤的声阻抗之间，其良好的传声效果使晶片产生的超声波能有效地进入人体。位于晶体后面的吸声背块吸收晶体背向辐射的超声波，以减少干扰，提高分辨率。通过接口电路使探头与主机连接。

同厂家或同一厂家的不同型号产品，因设计不同，接口电路有异，因此探头不能互换。

#### （二）探头的种类

超声诊断仪的探头基本上可分为两大类：电子式探头和机械式探头。在超声波发射和接收过程中，电子式探头内的压电晶体不移动，通过电子的方式完成扫描并形成图像；而机械式探头通过微型马达带动晶体运动，完成扫描并成像。

##### 1. 电子式探头

（1）线阵探头：探头由数百（如 400）个压电晶片组成，晶片成直线排列。探头长约 80~120mm，宽约 80~100mm，厚约 10~20mm，与人体接触面积较大，它在电子开关控制下，晶片顺序振动发出声束，并自动地在人体内扫查，形成一幅矩形切面图像。

1-8a)。

(2) 相控阵探头：探头由 32~128 个晶片组成，晶片也呈直线排列。利用电子延迟线办法，改变发射声束的传播方向，形成扇形扫描，获得扇形图像。它与人体接触面很小，远场视野较大，最适宜在透声窗较小情况下使用，能避开骨及气体等的遮挡而探查较大范围。常用心脏检查。但其近场范围小，近场图像质量亦差（图 1-8b）。

(3) 凸阵探头：探头的晶片数也在数百个，晶片按凸形的弧线排列，工作原理与线阵探头相似，但产生扇形声束。探头与人体接触面积较线阵探头小，远场范围大于线阵探头，其近场视野和图像质量都优于扇形探头。凸阵探头比机械式扇形探头使用寿命长，与相控阵探头相比，价格低廉（图 1-8c）。

2. 机械式探头 这类探头只需与较小的体表面积接触便能提供远场较大视野的扇形图像，其适用范围类似电子相控阵探头。

(1) 摆动式探头：只有一块压电晶片，探头内的微型电机驱动晶片来回摆动，形成扇形扫描。由于摆动频率高、速度快、故噪声较大，有震动感且使用寿命短（图 1-8d）

(2) 旋转式探头：该类探头把 3~4 块压电晶片等距离地固定在一个转子上，通过探头内的微型电机带动转子转动，形成扇形扫描线束，获得扇形图像。其旋转均匀，转速

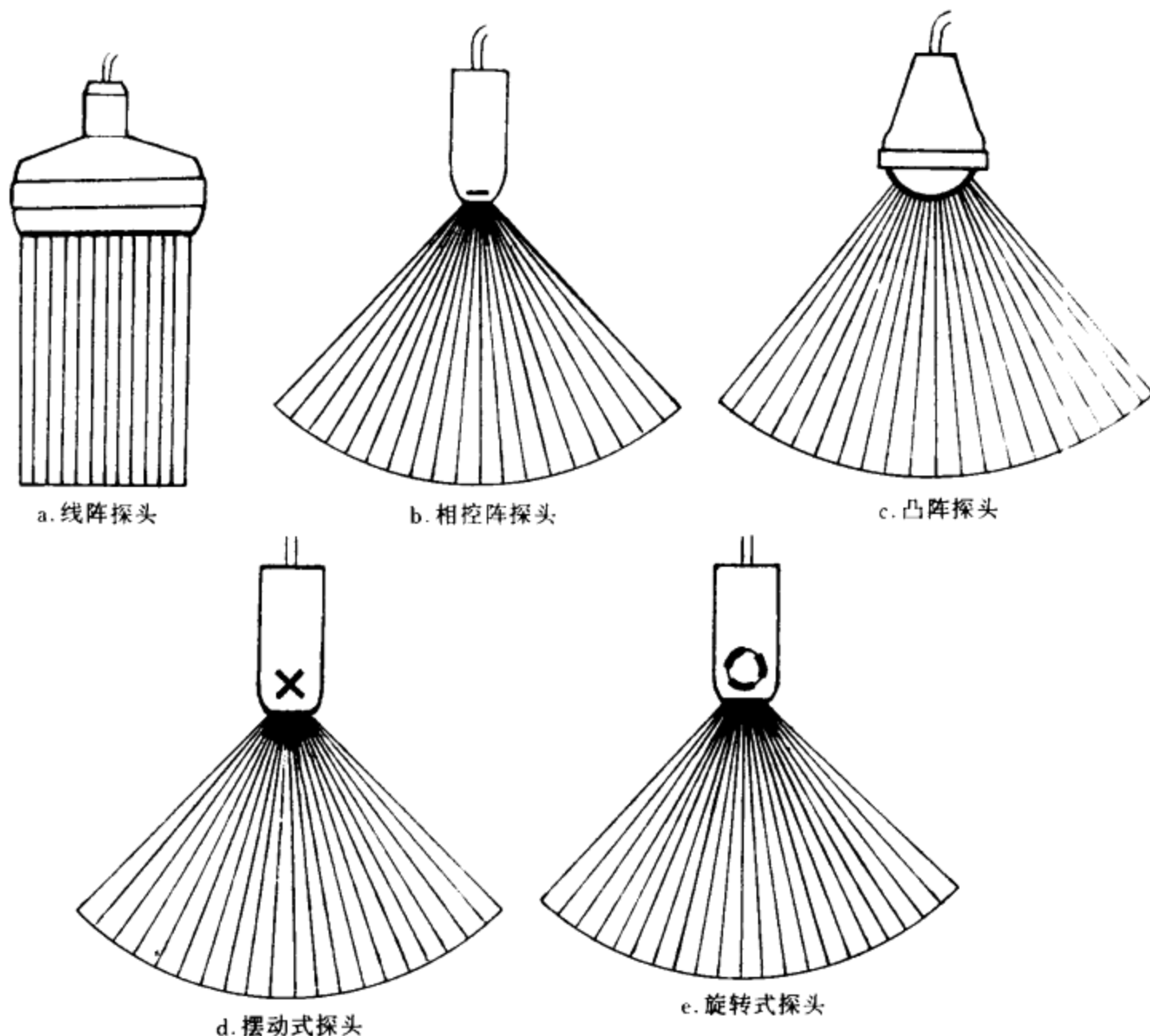


图 1-8 各种超声探头示意图

较慢，克服了摆动式探头的缺点（图 1-8e）。图像质量较好。

近年来，出现了新一代环阵探头，它由排列为—组同心圆的多晶片组成，能实现电子动态聚焦，且圆形晶片的声束剖面对称。其扇形图像由马达驱动晶片摆动形成，非相控方式。它具有机械式探头圆形晶片的声束剖面对称和相控阵探头多晶片排列能动态聚焦的优点，有较高的穿透力和横向分辨率。

此外，为适应临床专科的需要，相继研制出多种专用探头。如穿刺探头，它是在线阵或凸阵探头侧面附加一个穿刺引导器或在线阵探头中央留—楔形孔，通过声像引导穿刺；体腔探头，包括直肠探头、阴道探头及食管探头等，均通过—个长柄把小探头引向体腔，接近被检器官以获得更清晰的图像，提高对深部组织病变的诊断能力。

#### 四、探头主要参量

##### （一）频率

目前所用探头的频率主要有 2MHz、2.5MHz、3.0MHz、3.5MHz、5MHz、7.5MHz、10MHz 和 20MHz 等几种。一般而言，低频探头适用较深部器官的检查，高频探头因分辨率高、透射深度浅，适合表浅结构的检查。

##### （二）分辨率

指超声能够区分空间相邻两个界面之间的最短距离的能力。分辨率高的超声诊断仪

图像清晰，能显示器官的细微结构。分辨率有三种。

1. 纵向分辨率 亦称轴向分辨率，指超声能区分在声束轴线上的两个界面之间的最小距离的能力。即在声束轴线上（纵深）有两个界面，两者相距多远时，超声才能分别产生两个反射回声而不合成—个反射回声。纵向分辨率的高低与发射的超声脉冲宽度有关。如图 1-9 所示，在声束轴向 A 处，设点 m 和点 n 之间距离等于超声脉冲宽度的 1/2，则脉冲从点 m 到达点 n 再从点 n 反射回来的距离与脉冲宽度相等。这样脉冲的前缘在 n 点的回声和其后缘在 m 点的回声同时到达探头，使点 n 的回声与点 m 的回声相连接，在显示屏上形成—个回波或光点；若点 m 与点 n 间距大于脉冲宽度的一半，m 与 n 两点的回声就分开，在荧光屏上出现两个回波或光点。可见纵向分辨率大于脉冲

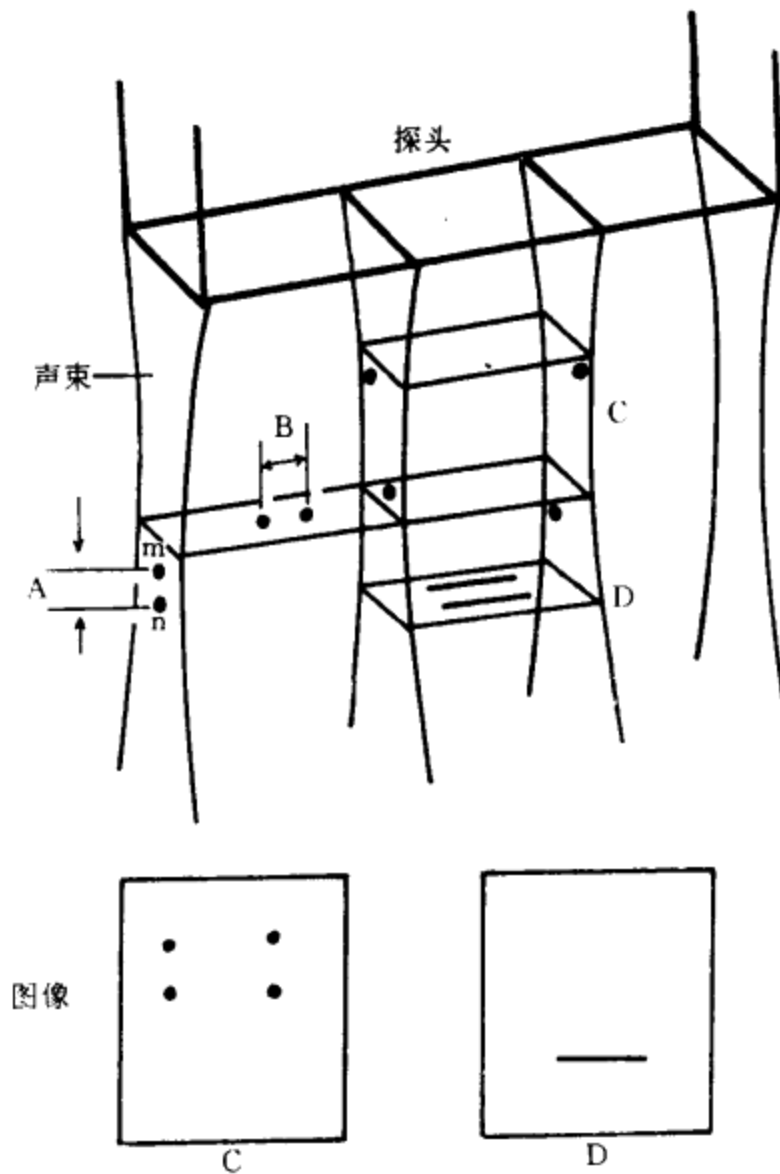


图 1-9 分辨率示意图

宽度的 1/2。提高超声频率或减少每个脉冲内正弦波的个数可缩短脉冲宽度，从而提高纵向分辨率。目前所用探头的纵向分辨率多小于 1mm。

2. 横向分辨率 指在垂直于声束轴线的平面上，超声能区分位于探头长轴方向相邻两点间最小距离的能力。声束越细，横向分辨率越高，图像细腻。相反，则图像光点粗，呈横向线条状。而声束宽度与声源的大小、超声频率、聚焦效果及探测深度有关，在声束聚焦区内，3~3.5MHz 探头的横向分辨率在 1.5~2mm 左右。

3. 厚度分辨率 指在与声束轴线垂直的平面上，超声能区分位于探头短轴方向并列两个界面之间最小距离的能力。超声探头具有一定的厚度，超声切面图像是一个有一定厚度断层组织的叠加图像。厚度分辨率就是在探头厚度方向上声束的宽度（图 1-10）。它与探头的曲面聚焦及探测物到探头的距离等因素有关。厚度分辨率越高，图像上反映的切面情况越真实，否则可能出现伪像。如图 1-9 所示，C 处表示 4 个不在一个平面内的点，由于它们都在声束宽度内，因此显示在同一切面图像上；D 处表示两个线状物的间距等于或略小于探头厚度，由于它们也在声束宽度之内，在图像上显示为一条线。这种情况可发生在探测两个紧邻的器官时，超声束有可能在照射此器官的同时，也照射了另一器官的小部分，使后者的回声显示在前者的声像图内，形成伪像。

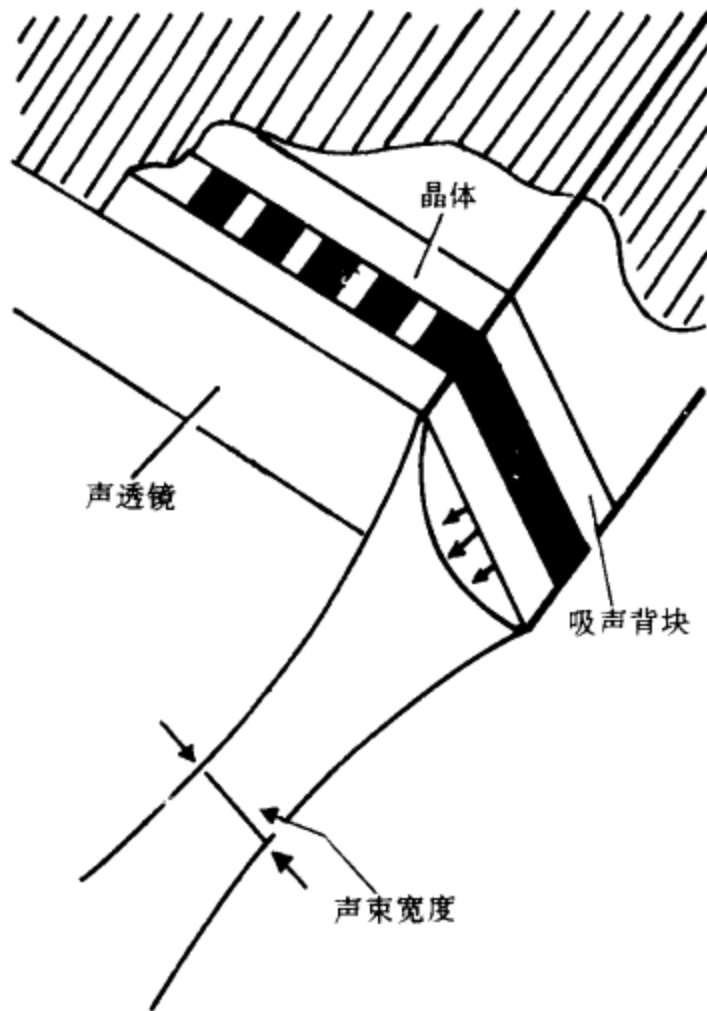


图 1-10 厚度分辨率示意图

应用相位控制原理在探头长轴方向上对声束实现聚焦，以提高横向分辨率。图 1-11 示某线阵探头长轴方向上电子聚焦情况。设其长轴方向上有几个压电晶片，每 8 个晶片为一组发射超声波，形成一个合成声束。为使 8 个晶片发射的超声波束会聚于一点，要求对各晶片施加的激励电信号进行一定的时间延迟，以控制各晶片发生超声波的相位。如图 1 时刻第一个声束由 1~8 号晶片产生，先让 1、8 号晶片发射超声波，然后间隔一定的时间依次

### (三) 聚焦

探头内的压电晶片有一定的宽度和长度，其产生的超声波束在探头的短轴和长轴方向上都有一定的宽度，且其宽度随传播距离增加而增大。为提高超声的厚度和横向分辨率，需采用聚焦技术。聚焦方式有机械聚焦和电子聚焦。

1. 机械聚焦 B 型超声显示一幅断层图像，由于超声束在探头短轴方向上有一定的宽度，所截取的是一个薄层组织的图像。为了能真实地反映人体内部结构，希望短轴方向波束宽度较窄。通常在匹配层上再粘接一个合成树脂等材料制成的声透镜，利用与光学聚焦相似的原理，在探头短轴方向上对声束聚焦，以提高厚度分辨率。声透镜聚焦性能与其形状有关，在使用中应避免或减少透镜磨损或腐蚀。

2. 电子聚焦 对多晶片探头，目前

让 2、7 号晶片、3、6 号晶片及 4、5 号晶片向空间发射超声波，8 个晶片发射的超声波经  $t_1$  时刻后，在轴线 F 点进行同相位叠加，达到聚焦目的。换言之，在线阵排列的晶体中，离焦点远的晶片先发射，离焦点近的晶片最后发射，8 个晶片发射超声会聚在 F 点附近。在探头接收回声时，逆转上述过程，最后达到各路回声电信号同步输入。在  $t_2$  时刻，采用同样的方法使 2~9 号晶体产生第二个聚焦声束，并接收回声。从  $t_1$  到  $t_2$  时刻，聚焦声束移动一个晶片间距。以此类推，形成若干个聚焦声束并沿探头长轴方向完成一次扫描。

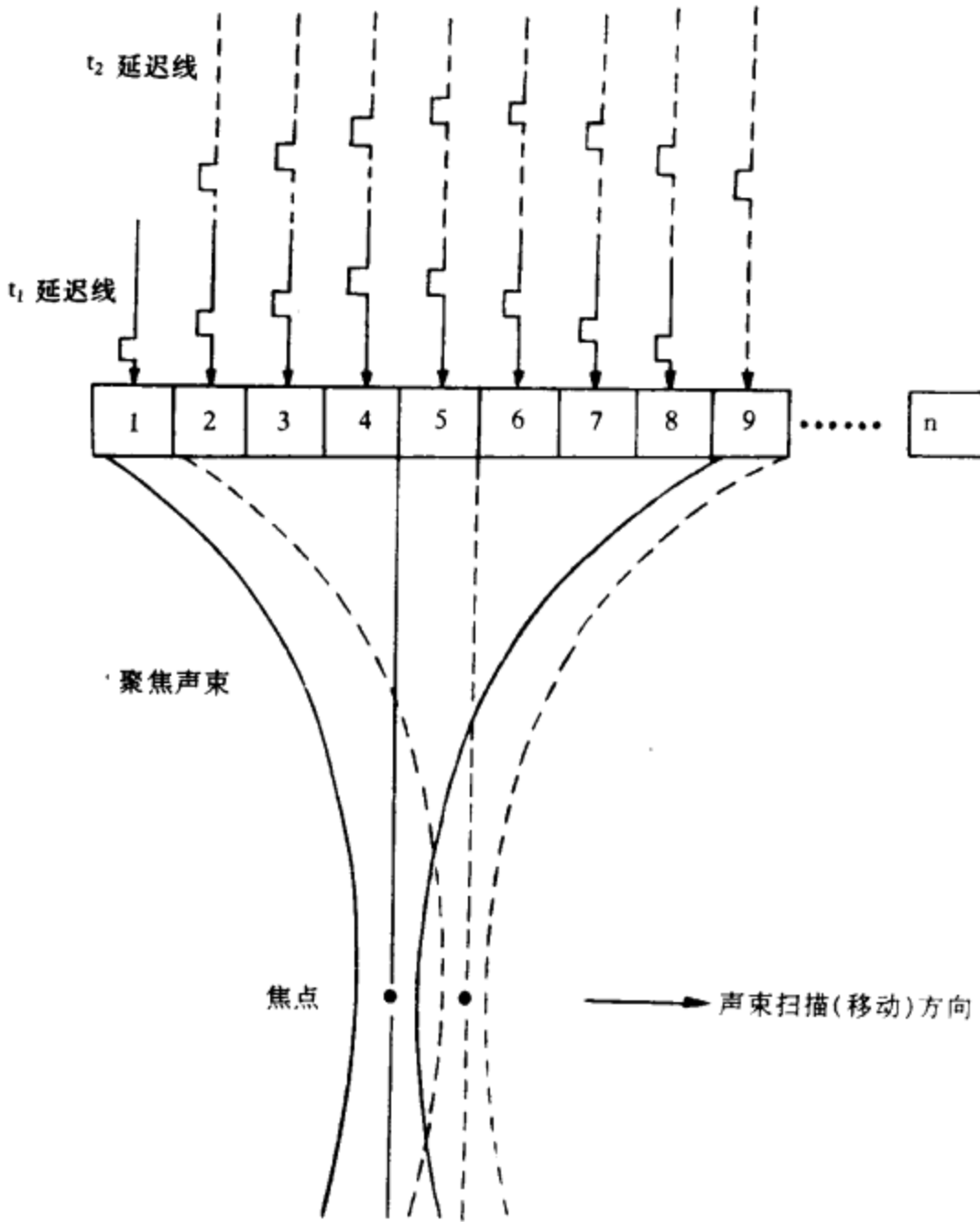


图 1-11 电子聚焦示意图  
 实线示  $t_1$  时刻由 1~8 号晶片产生的声束  
 虚线示  $t_2$  时刻由 2~9 号晶片产生的声束

电子聚焦虽可使焦点附近区域声束变细，但非聚焦区声束仍较宽，为此，目前多采用多段聚焦等技术，使不同深度处的声束均聚焦，声束细窄，提高不同深度的分辨率。

#### 第四节 超声波的传播

##### 一、超声波的传播方向

波源振动产生的超声波进入介质后，介质中各质点仅在其平衡位置以一定的幅度往

返振动，而振动状态（包括能量）则以某种速度向前推进、传播。连续分布的介质中任何一点的振动将直接引起邻近各点的振动，根据惠更斯原理，在波动中的任何一点都可看作新的波源。也即介质中波动传到的各点都可看作是发射子波的波源。这些子波的包迹就决定了以后时刻新的波面。

图 1-12 表示一个平面型压电晶体。为分析方便，设该晶体是由 7 个分散的点声源形成的组合体，它产生的超声波的初始波面就是晶体表面  $S_0$ 。若该声波在介质中以恒定的声速  $c$  传播， $t_1$  时刻的波面可这样求得：以每个点声源为中心，以  $c \cdot t_1$  为半径，画出 7 个球面形的子波，然后做正切于这些子波的包迹面，就得到新的波面  $S_1$ 。如果把  $S_1$  波面上的各点再视为新的波源（称子波源），它们也各自发出球面波（子波），那么子波在  $F$  时刻  $t_2$  的半径为  $\Delta r = c \cdot t_2$ ，而与这些子波相切的面  $S_2$  就是  $t_2$  时刻的新波面。新波面仍是平面波。依次类推，可以继续求得  $t_3, t_4, \dots, t_n$  时刻的波面  $S_3, S_4, \dots, S_n$ 。随时间的增加，波面也在介质中向前推进。波面的推进反映了超声波的传播面貌，而波面的法线方向就是超声波的传播方向。超声波在均匀介质中沿着波面的法线方向呈直线传播。但在非均匀介质中，如果在传播方向上遇到障碍物，将发生反射、散射和衰减等现象。

用同样的方法可以求得球面波波面  $S_1$  经过  $\Delta t$  时刻后新的波面  $S_2$ ， $S_2$  仍然是一个球面波（图 1-13）。

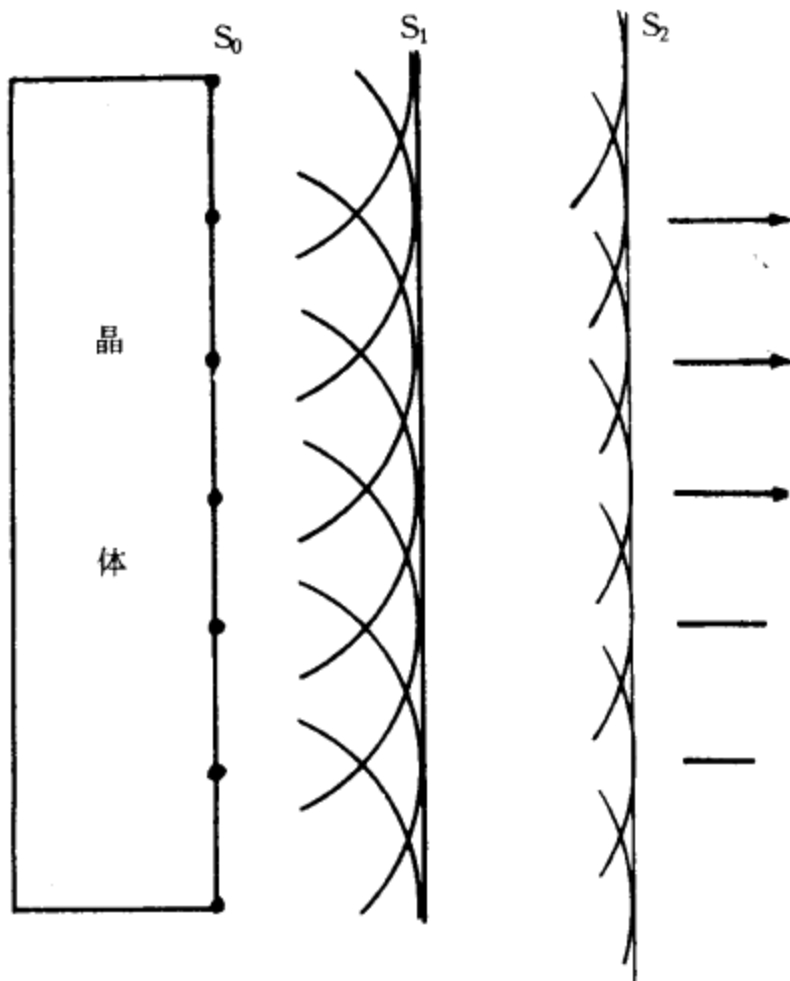


图 1-12 根据惠更斯原理求波面示意图

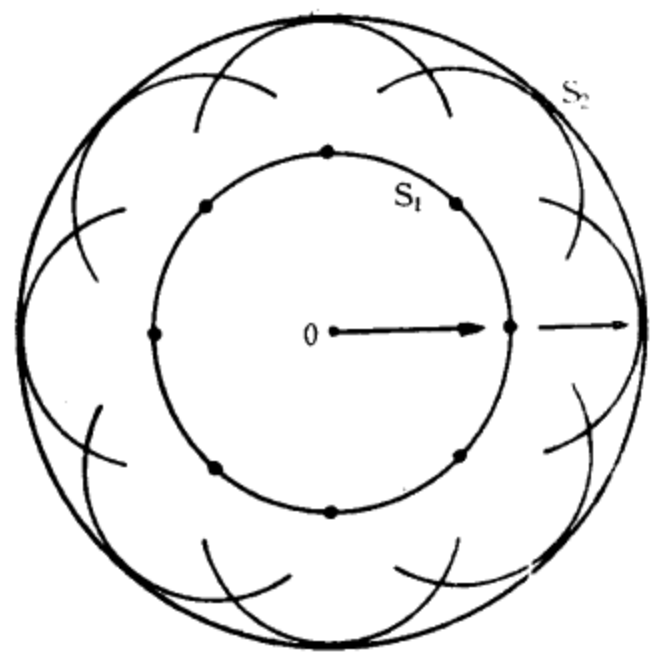


图 1-13 球面波

## 二、声特性阻抗与界面

### （一）声特性阻抗

声特性阻抗可以理解为声波在介质中传播时所受到的阻力。不同的介质有不同的声特性阻抗。其定义为介质的密度 ( $\rho$ ) 与声速 ( $c$ ) 的乘积，简称声阻抗，用  $Z$  表示。



$$Z = \rho \cdot c$$

声阻抗的单位是瑞利，1 瑞利等于  $1\text{g}/\text{cm}^2 \cdot \text{S}$ 。表 1-2 列出了超声诊断中常见的几种介质的声阻抗。

由表 1-2 可知，各种软组织间声阻抗在  $1.4 \times 10^5 \sim 1.7 \times 10^5$  瑞利之间差别很小，空气密度低、声速慢，声阻抗最小，仅为软组织的  $1/3800$ 。而高密度的颅骨声阻抗较高，约为软组织的 3.6 倍。人体各组织的声阻抗存在着差别是超声成像的基础。

## (二) 界面

声阻抗不同的两种介质的交界面称为界面。如肝被膜和肝实质之间、血液和血管壁之间等。根据界面尺寸  $d$  和  $\lambda$  射超声波波长之间的关系，将界面分为大界面 ( $d \gg \lambda$ ) 和小界面 ( $d \leq \lambda$ )。由于诊断用超声波波长多在  $0.15 \sim 0.6\text{mm}$  (对应频率为  $2.5 \sim 10\text{MHz}$ ) 之间，故人体器官的表面是大界面，而内部细微结构属于小界面。两种界面对  $\lambda$  射超声波呈反射或散射等现象。

## 三、反射和折射

### (一) 反射和透射

超声波入射至两种声阻抗不同的介质中，部分或全部声能在其界面处返回到原介质中传播的现象称为反射。超声波遇到大界面时将发生反射现象。反射使入射声能的一部分或全部返回至同一介质中，剩余部分则穿过界面进入深层介质中。超声波通过多层声阻抗不同的介质向深层传播称为超声透射 (图 1-14)。 $P_i$   $P_r$  和  $P_t$  分别为入射超声、反射超声和折射超声， $\theta_i$ 、 $\theta_r$  和  $\theta_t$  分别为入射角、反射角和折射角， $Z_1$  和  $Z_2$  分别为介质 1 和介质 2 的声阻抗。超声反射遵循反射定律：入射角等于反射角，即  $\theta_i = \theta_r$ 。

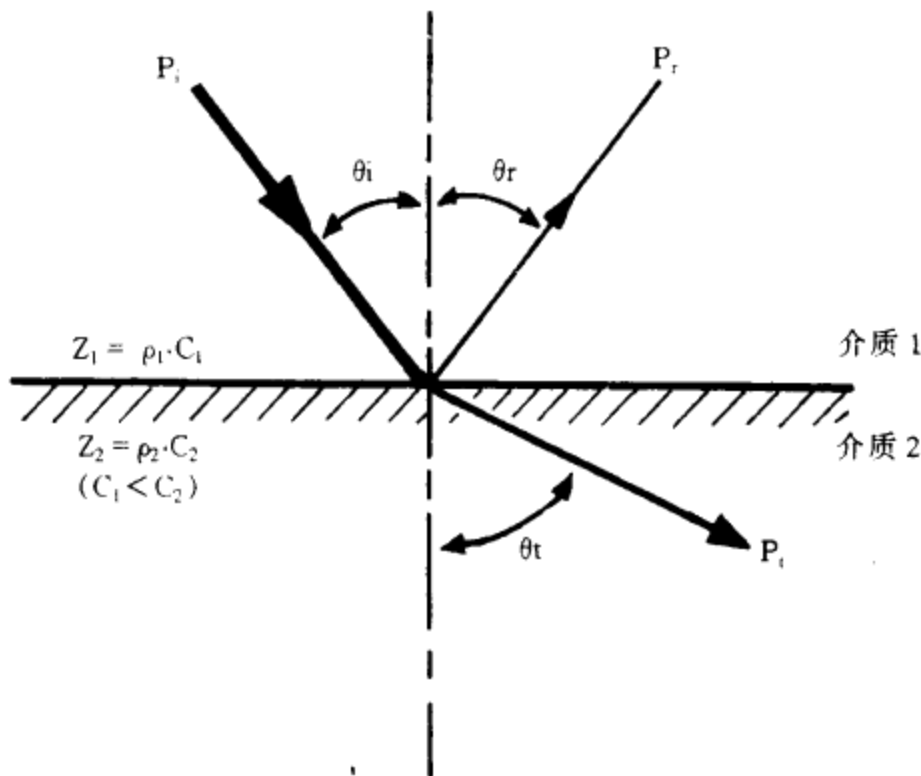


图 1-14 超声的入射、反射和折射

从界面上反射回声的大小，与界面两侧介质的声阻抗差有关，可用反射系数  $R$  表示：

$$R = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$