

浅表器官

# 超声诊断

主编 燕山 詹维伟

东南大学出版社

# 浅表器官超声诊断

主 编：燕 山 詹维伟

编 委：(以姓氏笔画为序)

王 燕 上海第二医科大学附属瑞金医院

周建桥 上海第二医科大学附属瑞金医院

徐智章 复旦大学医学院附属中山医院

谢阳桂 南通大学附属医院

詹维伟 上海第二医科大学附属瑞金医院

燕 山 上海第二医科大学附属第九人民医院

东南大学出版社  
南京

**图书在版编目 ( C I P ) 数据**

浅表器官超声诊断/燕山, 詹维伟主编. — 南京: 东南大学出版社, 2005. 6  
ISBN 7-81089-448-X

I. 浅... II. ①燕... ②詹... III. 人体组织学—超声波诊断 IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 056493 号

---

东南大学出版社出版发行  
(南京四牌楼 2 号 邮编 210096)  
出版人: 宋增民

---

江苏省新华书店经销  
江苏省通州市印刷总厂有限公司印刷  
开本: 889mm×1194mm 1/16  
印张: 16.75  
字数: 506 千字

---

2005 年 6 月第 1 版 2005 年 6 月第 1 次印刷  
印数: 1~3000 定价: 150.00 元  
(凡因印装质量问题, 可直接向发行部调换。电话: 025-83795801)

# 前 言

## Preface

小器官 (small parts) 超声诊断, 即浅表器官 (superficial organs) 超声诊断, 是专门针对浅表的较小的器官及其疾患的诊断性超声检测, 它与心血管超声诊断、腹部超声诊断以及妇产科超声诊断一起, 基本涵盖了超声医学在诊断领域的应用范围。

我们从事这方面的工作起始于 20 世纪 60 年代初, 当时与上海二医大仁济医院眼科杨培良教授和江南造船厂吴绳武工程师协作, 在国内最早研制和应用了 A 型多频超声仪, 其频率为 0.8~10 MHz, 应用开睑器和消毒的甲基纤维素的直接探测法以及眼杯式的间接探测法, 探索眼科多种疾患的 A 超表现, 并作动物实验, 曾报告于 1964 年的全国超声应用学术会议。七八十年代开展了眼科的超声显像以及高频超声应用, 进行了单侧突眼、网脱、脉脱、甲状腺、乳腺、睾丸、附睾、两性畸形的检测, 并用连续波多普勒检测精索静脉曲张。90 年代初由于制定出颈内静脉扩张症的诊断标准, 从而获得市卫生局科技进步三等奖; 对晶状体混浊 (白内障) 的诊断和分类获《中国超声医学杂志》三等奖; 对甲状腺等小器官的深入分析和总结使我们获得中央卫生部科技进步二等奖。彩超的出现使我们对小器官的检测和鉴别诊断更上了一个新台阶。随着超声造影的应用, 特别是 2000 年以来, 随着第二代声学造影剂的应用, 在小器官超声诊断领域又掀起一场新的革命, 我们将跟随这场革命的浪潮, 在小器官超声应用领域作新的探索。

我们总结、整理近年来对小器官超声诊断的经验于本书内, 全书共分 12 章, 配有精美图片 562 张。请各同道和读者予以指正。

燕山 詹维伟

2005 年 1 月

# 目 录

## Contents

<b>第一章 超声医学的物理基础</b>	(1)
第一节 超声波的定义	(1)
第二节 声波的物理参数	(2)
第三节 超声波的特性	(3)
第四节 超声波的发生与接收	(6)
第五节 超声生物效应	(9)
<b>第二章 超声波仪的构造及成像方法</b>	(11)
第一节 超声诊断仪的基本组成及构造	(11)
第二节 超声成像的基本方法	(14)
第三节 超声成像系统的若干技术	(28)
<b>第三章 超声医学的诊断基础</b>	(35)
第一节 医学超声的常用术语	(35)
第二节 超声图像的诊断依据	(37)
第三节 人体组织声像图表现	(41)
第四节 血流的显像表现形式	(42)
第五节 超声造影的时间强度曲线分析	(43)
第六节 超声伪像	(45)
第七节 超声诊断方法和报告书写	(50)
<b>第四章 浅表淋巴结的超声诊断</b>	(54)
第一节 淋巴结的正常解剖	(54)
第二节 检查方法	(57)
第三节 正常淋巴结的超声表现	(58)
第四节 灰阶超声评估指标及临床意义	(61)
第五节 彩色血流显像评估指标及临床意义	(65)
第六节 常见淋巴结疾病的超声表现	(67)
第七节 超声造影在淋巴结的应用	(79)
第八节 超声对淋巴结诊断的作用	(83)
<b>第五章 眼部疾病的超声诊断</b>	(87)
第一节 眼球的解剖组织和生理	(87)
第二节 检查方法	(89)
第三节 眼部的正常超声表现	(90)
第四节 异常眼部的超声表现	(93)
第五节 超声造影在眼部疾病中的应用	(114)
<b>第六章 涎腺疾病的超声诊断</b>	(118)
第一节 涎腺的超声解剖	(118)
第二节 检查方法	(120)
第三节 正常涎腺的超声表现	(121)

第四节	异常涎腺的声像图	(122)
第五节	超声造影在涎腺疾病中的应用	(135)
<b>第七章</b>	<b>甲状腺疾病的超声诊断</b>	<b>(138)</b>
第一节	甲状腺的解剖和生理概要	(138)
第二节	仪器、探测方法和对象	(139)
第三节	正常甲状腺声像图	(140)
第四节	甲状腺疾病超声图像	(142)
第五节	甲状腺结节的超声评估	(156)
第六节	超声造影在甲状腺疾病中的应用	(158)
<b>第八章</b>	<b>甲状旁腺的超声诊断</b>	<b>(162)</b>
第一节	解剖生理	(162)
第二节	仪器和方法	(162)
第三节	正常甲状旁腺声像图	(163)
第四节	甲状旁腺病变的超声表现	(163)
第五节	甲状旁腺疾病的超声评价	(168)
第六节	超声造影在甲状旁腺疾病中的应用	(170)
<b>第九章</b>	<b>乳腺疾病的超声诊断</b>	<b>(172)</b>
第一节	乳腺解剖与生理	(172)
第二节	检查方法	(173)
第三节	乳腺的正常图像	(174)
第四节	乳腺疾患的声学类型	(176)
第五节	乳腺疾病的超声诊断	(177)
第六节	彩色血流显像在乳腺肿瘤中的应用	(196)
第七节	超声造影在乳腺疾病中的应用	(201)
第八节	乳腺的介入性超声	(204)
<b>第十章</b>	<b>阴囊疾病的超声诊断</b>	<b>(208)</b>
第一节	正常解剖	(208)
第二节	检查技术	(209)
第三节	阴囊及其内容物的正常超声图像和测值	(210)
第四节	阴囊及其内容物的异常超声图像	(214)
第五节	超声造影在阴囊疾病中的应用	(234)
<b>第十一章</b>	<b>阴茎疾病的超声诊断</b>	<b>(236)</b>
第一节	正常解剖	(236)
第二节	检查技术	(237)
第三节	正常阴茎的超声图像	(238)
第四节	阴茎疾病的超声图像	(240)
第五节	超声造影在阴茎疾病中的应用	(245)
<b>第十二章</b>	<b>软组织肿块的超声诊断</b>	<b>(247)</b>
第一节	体表软组织的局部解剖	(247)
第二节	检查方法	(247)
第三节	正常软组织超声表现	(248)
第四节	常见软组织肿块的超声表现	(248)
第五节	超声造影在软组织肿块中的应用	(256)



# 第一章 超声医学的物理基础

## 第一节 超声波的定义

### 一、定义

物体的机械性振动在具有质点和弹性的媒介中的传播现象称为波动，而引起人耳听觉器官有声音感觉的波动则称为声波(sonic wave, sound wave)。人耳的听阈范围,其振动频率为 16~20 kHz。超过人耳听阈上限的声波,即大于 20 kHz 的称超声波(ultrasonic wave),简称超声(图 1-1-1)。超声波是根据人耳的听阈而定义的,自然界不同生物的听阈各不相同(表 1-1-1)。

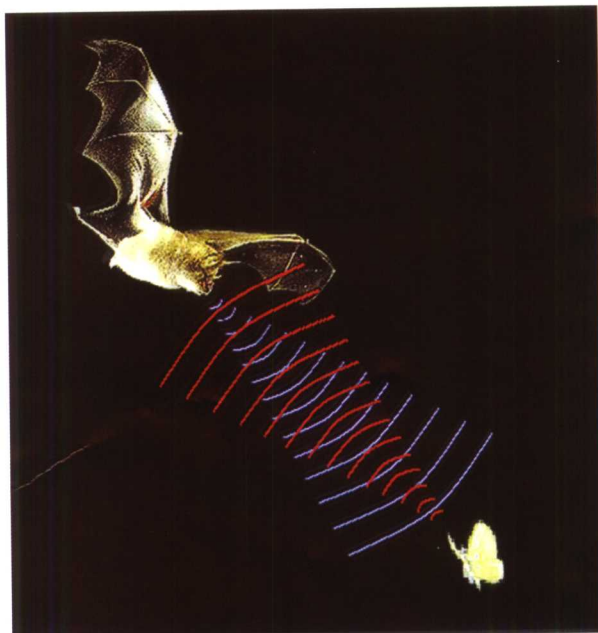


图 1-1-1 蝙蝠通过发射、接收超声波定位目标

表 1-1-1 人和一些动物的发声频率范围和听觉频率范围

名称	发声频率范围(Hz)	听觉频率范围(Hz)
人	150~5000	16~20000
猫	760~1500	60~6500
狗	450~1800	15~50000
蝙蝠	10000~150000	1000~200000
海豚	7000~120000	150~150000

### 二、横波(transverse wave)

根据声波的传动方向与介质振动方向的关系,声波主要有纵波和横波之分。所谓横波是指介质中的质点振动方向垂直于传播方向运动的波(图 1-1-2)。横波只能在具有切变弹性的介质中传播。因此,它仅存在于高粘滞液体或固体中。在横波传播的区域,介质在垂直于传播方向发生剪切应变,故亦称切变波。横波只能使介质发生形变,不产生体积变化,因此是畸变波。人体的骨骼不但传播纵波,还传播横波,在界面处还会发生波型的变化与转换。许多高分子液体在不太高的频率时就呈现切变弹性,因此也能传播横波。

### 三、纵波(longitudinal wave)

纵波即介质中质点沿传播方向振动的波(图 1-1-3)。在纵波通过的区域内,介质各点发生周期性的疏密变化,因此纵波是胀缩波。理想流体介质中,介质的弹性主要表现为体积改变时出现的纵向恢复力,而无切向恢复力,故理想流体(气体和液体)中声振动传播方向与质点振动方向是平行的,只存在纵波。人体中含水 70%~80%,故除骨骼、肺外,人体软组织的密度和声速均接近于水,各组织器官略有差

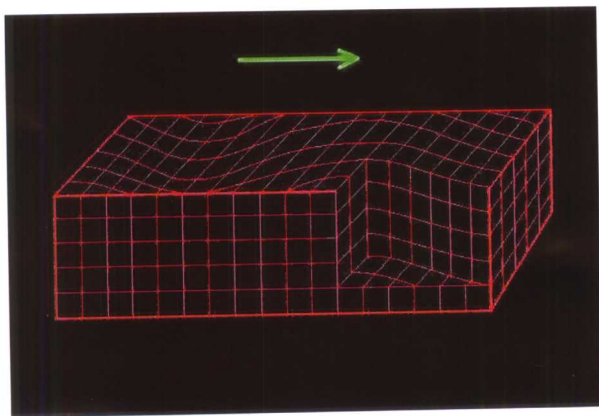


图 1-1-2 固体中横波示意图

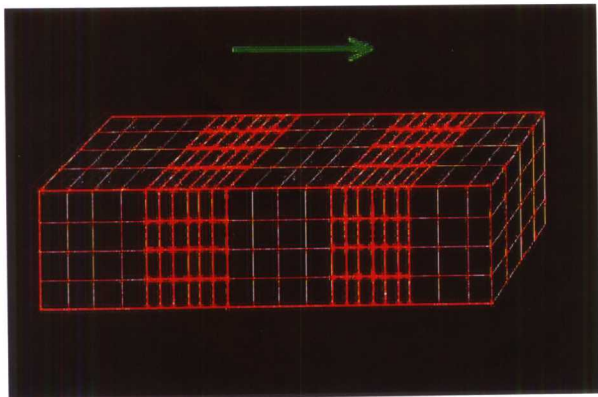


图 1-1-3 固体中纵波示意图

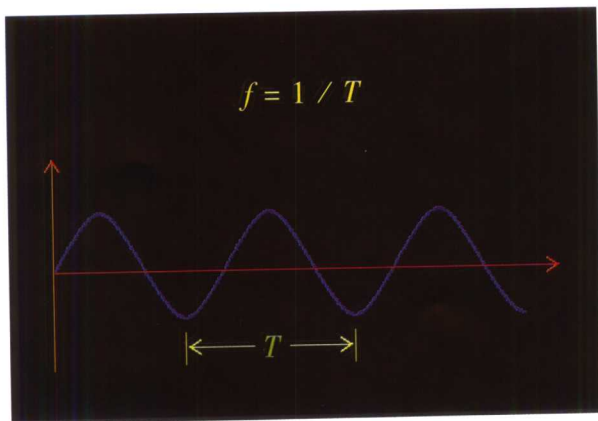


图 1-2-1 频率和周期

异,平均声速为 1 540 m/s。在超声诊断与治疗中,目前研究和应用主要是根据纵波的特性。

#### 四、表面波(surface wave)

沿介质表面层传播的波,其幅度随深度迅速减弱,可出现在人体骨骼表面。

## 第二节 声波的物理参数

### 一、频率与周期(frequency and period)

声音是物体振动在介质中传播所引起的,由于物体振动的快慢不同,人们所听到的音调高低也有所不同。当空气中的介质振动快时,音调高尖;振动慢时,则音调低沉。这种现象是由于声波频率的不同所致。频率就是在每秒钟内,介质所振动的次数,以  $f$  表示,单位为赫(Hz),或兆赫(MHz),1 MHz =  $10^6$  Hz。介质在平衡位置来回振动一次所需的时间则称为周期,以  $T$  表示(图 1-2-1)。周期( $T$ )的单位为秒(s),或微秒( $\mu\text{s}$ )(1 s =  $10^6 \mu\text{s}$ )。超声频率范围可从 20 kHz ( $20 \times 10^3$  Hz) 至 3~5 GHz 即  $(3\sim 5) \times 10^9$  Hz 以上。目前超声诊断用的范围为 1~100 MHz,常用为 2~15 MHz。

### 二、声速(speed of sound, velocity of sound)

声速是指声波在传播介质中的传播速度,用  $c$  表示。在不同的介质中声速有所差别,但声速的高、低有一些规律可循,它取决于介质的弹性( $K$ )和密度( $\rho$ )。通常,弹性( $K$ )/密度( $\rho$ )大的物体声波传播的速度高,反之则低,即:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

从声波传播速度考虑,人体组织可分 3 类:软组织(包括血液、体液),骨与软骨,以及含气脏器(如肺、胃肠道)。在软组织中,声速为 1 470~1 570 m/s,其平均值为 1 540 m/s,在气体中为 350 m/s 左右,在骨骼内纵波声速约为软组织中的 2.5 倍,为 2 600~4 000 m/s。由于不同的软组织中声速有所差异,即使在同一器官中,其组织的不同,声速也有所不同。因此目前医用超声仪一般将软组织声速的平均值设定为 1 540 m/s。用此值以测量软组织的厚度,组织厚度( $D$ )等于声速( $c$ )乘以声波在软组织的传播时间( $t$ ),由于目前超声仪所采用的是脉冲回声法,故该回声测距的公式是:

$$D = c \cdot \frac{t}{2}$$

### 三、波长(wavelength)

声波在完成一次完全振动的时间内所传播的距离,也就是一个波周期在空间里的长度称为波长,以  $\lambda$  表示。用超声在同一介质中传播时,由于声速已确定不变,频率与波长间的关系为:频率愈高则波长愈短,频率愈低则波长愈长,两者呈反比。

综上所述,频率( $f$ )、声速( $c$ )与波长( $\lambda$ )之间的关系如下:

$$\lambda = \frac{c}{f} \text{ 或 } c = f\lambda$$



周期( $T$ )为频率的倒数,即:

$$T = \frac{1}{f}$$

故:  $\lambda = c \cdot T$  或  $c = \frac{\lambda}{T}$

在软组织中平均声速为 1 540 m/s,因此可得到简化式为:

$$\lambda(\text{mm}) \approx 1.5/f \text{ (MHz)}$$

#### 四、声阻抗(acoustic impedance)

声阻抗是用来表示介质传播超声波能力的一个重要的物理量,其数值的大小由介质密度  $\rho$  ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )与声波在该介质中的传播速度  $c$  ( $\text{m}/\text{s}$ )的乘积所决定,即:

$$Z = \rho \cdot c \text{ [kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})]$$

### 第三节 超声波的特性

#### 一、反射(reflection)和声反射(acoustic reflection)

声波入射到两种声特性阻抗不同的介质之间的分界面上,如界面的线度远大于波长,便会引起部分或大部声能的返回,这一现象称为反射(reflection)(图 1-3-1)。反射波的声压与入射波的声压成正比,并与两种介质的声特性阻抗、声速和入射角等因素有关。

声反射服从反射定律:超声波向界面的入射角等于反射角,即:

$$\theta_i = \theta_r$$

两种介质的声特性阻抗(acoustic characteristic impedance)之比相差越悬殊,声反射就越强烈;反之,声反射就越弱。其强弱可用声压反射系数  $K_p$  来表示, $K_p$  与界面两边介质的声阻抗  $Z_1$  和  $Z_2$  的关系如下(式中  $\theta_i$  为入射角, $\theta_t$  为折射角):

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

当超声波垂直入射界面时,即  $\theta_i = \theta_t = 0$  时,则声压反射系数  $K_p$  为:

$$K_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

由此可见,超声波在界面上反射的大小取决于界面两边介质的声阻抗差,当  $Z_1 = Z_2$  时, $K_p = 0$ ,超声波将不会发生反射,只有当  $Z_1 > Z_2$  或  $Z_1 < Z_2$  时,超声波才会发生反射,但是如  $Z_1 \gg Z_2$  或  $Z_1 \ll Z_2$  时, $K_p = 1$ ,这表明超声波在这种声阻差悬殊的界面将绝大部分反射回来,即所谓的强烈反射,此时,反射波达到最大值。此时声强反射系数( $K_I$ )为声压反射系数的平方值。即:

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

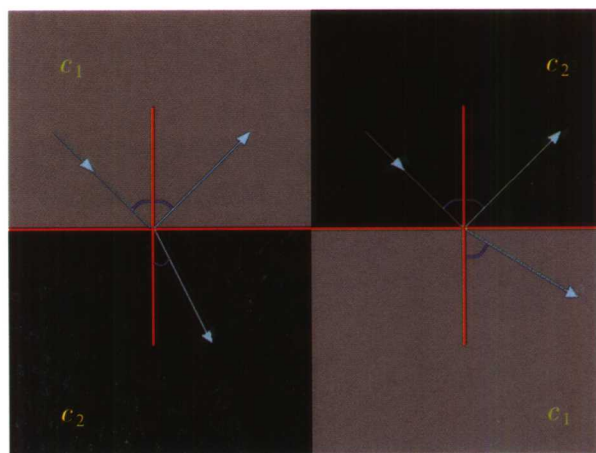


图 1-3-1 反射与折射

反射时,超声波的入射角等于反射角。折射时,因介质 1 的声速  $c_1$  大于介质 2 的声速  $c_2$ ,故当入射声束由介质 1 向介质 2 传播时,入射角大于折射角;当入射声束由介质 2 向介质 1 传播时,入射角小于折射角。

脉冲反射式超声诊断仪就是利用人体组织对超声波的反射作用,从声反射波中提取医学诊断信息。由于人体软组织的声阻抗比空气的声阻抗大得多,超声波在该交界处被大量反射,故进行超声检查需用耦合剂,同样原因,超声检查一般不适合于肺、骨骼等与周围软组织声阻抗差别极大的脏器。

## 二、声折射(acoustic refraction)

因不同介质中声速的变化而引起的声传播方向改变的过程称为声折射。在两种介质界面上的声折射服从折射定律:入射角  $\theta_i$  的正弦与折射角  $\theta_r$  的正弦之比,等于入射波在第一介质中的声速  $c_1$  与折射波在第二介质中的声速  $c_2$  之比(图 1-3-1),即:

$$\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_r} = \frac{c_1}{c_2}$$

透射(折射)的强弱可用声强透射系数  $T_1$  来表示,  $T_1$  与界面两边介质的声阻抗  $Z_1$  和  $Z_2$  的关系如下(式中  $\theta_i$  为入射角,  $\theta_r$  为折射角):

$$T_1 = 1 - K_1 = 1 - \left( \frac{Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_r}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_r} \right)^2$$

当超声波垂直入射界面时,即  $\theta_i = \theta_r = 0$  时,则声强透射系数  $T_1$  为:

$$T_1 = 1 - \left( \frac{Z_2^2 - 2Z_1Z_2 + Z_1^2}{Z_2^2 + 2Z_1Z_2 + Z_1^2} \right) = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

当声波从一种小声速介质向大声速固体介质入射时,声波经过这两种介质的分界面后出现折射波,而且其折射角大于入射角,反之亦然。使折射角为  $90^\circ$  时的入射角称为临界角,当入射角超过临界角时,相应的折射波消失,出现全反射。我们在进行超声检查时,需要尽可能地将声束垂直于界面,避免入射角过大,否则将会引起反射体的实际位置与显示位置发生错位,甚至出现全反射,从而导致超声无法检查该界面以下的组织器官(图 1-3-2)。

## 三、声衍射(acoustic diffraction)

声衍射又称声绕射。由于介质中有障碍物或介质不连续性的存在,超声波在介质内传播过程中,绕过障碍物界面的边缘,继续向前传播,这种现象称为声波的绕射(图 1-3-3)。绕射取决于障碍物与声束边缘间距离。在间距为  $1 \sim 2\lambda$  时,产生绕射。

## 四、声散射(acoustic scattering)

超声波在介质中传播过程中,如遇到尺寸  $D$  远小于声波波长  $\lambda$  的声阻抗界面时,则接收入射声束中能量并成为新的二次声源,使得声波能量向四面八方发射,这种现象称为声波的散射(图 1-3-4)。超声诊断仪所接收到的声波是背向散射。血流中的红细胞就可产生声波的散射,它是多普勒超声检测血流的基础。人体内的各种软组织从微观的角度来看都不是均匀组织,如子宫壁内的肌细胞及大量的微血管、肝组织内肝小叶内外分布复杂的细胞

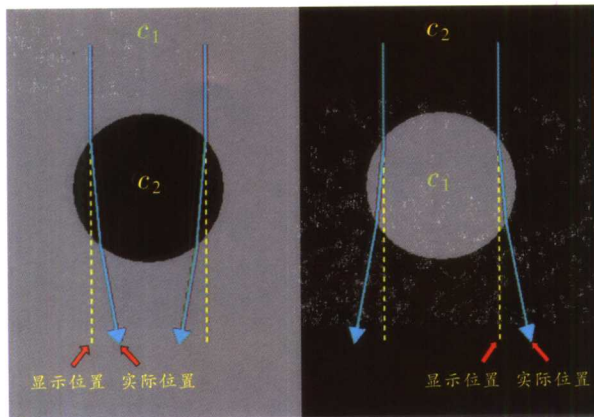


图 1-3-2 折射引起的伪像 ( $c_1 > c_2$ )

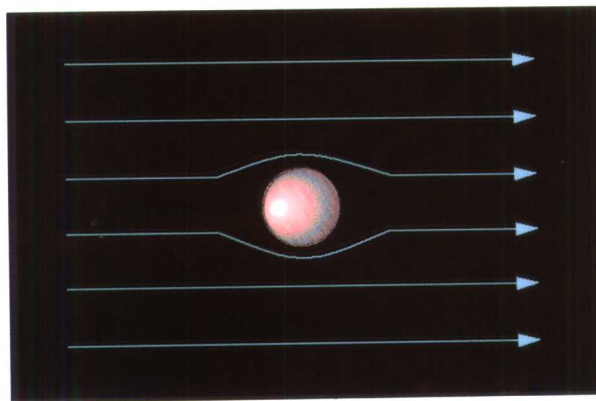


图 1-3-3 声波绕射示意图



及管道结构,均可形成微小界面,产生超声波的散射。散射的声功率不仅取决于界面的声阻差,而且还与障碍物的大小和数量有关,此外还与入射声波的频率有着密切的关系,通常散射强度与入射频率的4次方呈正比。因此在超声诊断中,探头频率的提高,会使得小界面上的散射回波增强,如用低频探头检查血管、囊肿及淋巴结等时,声像图往往呈无回声,而用高频探头检查则呈低回声、弱回声。通常声波散射发生在人体器官组织内的微小界面,而反射则产生于器官组织的包膜、囊壁、管壁等大界面,散射与反射一样,也是造成声波能量衰减的重要因素。因此,反射与散射是目前一切回波型超声仪的物理基础。

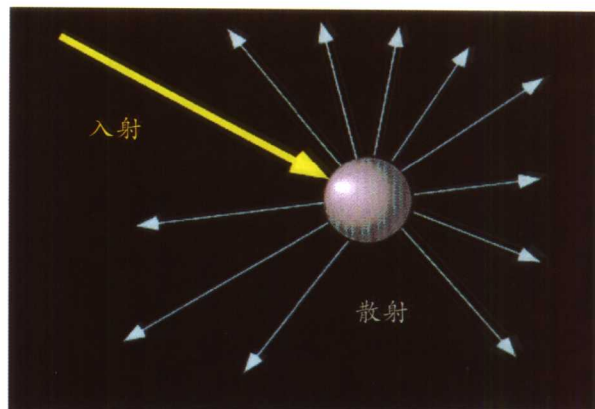


图 1-3-4 声波散射示意图

### 五、声衰减(acoustic attenuation)和声吸收(acoustic absorption, sound absorption)

声波在介质内传播的过程中,随着传播距离的增大,声波的能量逐渐减少,这一现象称为声衰减。声衰减与介质对声波的吸收、散射以及声束扩散等原因有关,其中吸收是衰减的主要因素。声吸收是声波在人体内传播或反射的过程中,由于体内组织的特性使声能耗失,耗失的能量转换为热能的现象。散射衰减是超声波在非均匀介质中传播,由于声波的散射使得声波能量减弱。声束扩散之所以引起声波能量的衰减,是因为声波在单位面积内的能量减少所致。超声衰减还与超声频率有关,在人体组织内,超声衰减与超声频率呈正比,频率越高,声波衰减越大。

### 六、多普勒效应(Doppler effect)

大家可能都有这样的经验,当一列快速行驶的火车拉响汽笛从远处开来时,我们听到的汽笛声的声调很高,而当火车经过我们身旁远去时,会立即感到声调变低。产生这种现象的原因是由于一种被称为多普勒效应的物理效应所致,这种效应是1842年由奥地利天文学家 C.Doppler 发现的,它首先被用于观察天体的运动,一颗向观察者运动而来的天体发出的光,光波被压短而在光谱中产生蓝移(向蓝端移动),而一颗离开观察者运动而去的天体发出的光,其波长被拉长而在光谱中产生红移(向红端移动)(图 1-3-5)。声波、光波、电磁波的传播过程中都可观察到这种现象。声波多普勒效应的本质是声源与接收器在连续介质中存在着相对运动而导致回声频率发生了改变。当声源与接收器作相向运动时,接收器所接收到的声波频率高于声源所发出的频率;如两者的运动方向相反时,则接收频率低于声源所发出的频率,两者之间的频率差即频移(frequency shift),与它们之间的相对运动速度成正比。

在超声医学诊断中,超声多普勒技术可用于检测心血管内的血流方向、流速和湍流程度、横膈的活动以及胎儿的呼吸等。超声多普勒仪器的超声源和接收器均安装在探头(换能器)中,探头工作时,换能器发出超声波,由运动着的红细胞发出散射回波,再由接收换能器接收此回波(图 1-3-6)。这一过程可以理解为:运动着的红细胞接收超声波(看作运动着的接收器)后,向着换能器方向发出散射回波(看作运动着的“虚”声源)。因此,接收换能器所收到的超声回波的频率经过了两次多普勒效应

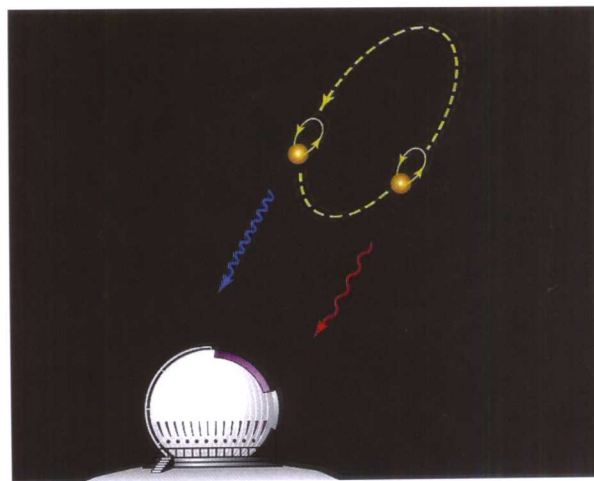


图 1-3-5 天体运动产生多普勒效应

过程,所以收发超声频率之差与血流相对于换能器运动速度的两倍成正比,多普勒频移( $f_d$ )的表达式为:

$$f_d = \frac{2fv\cos\theta}{\lambda}$$

式中: $\lambda$ 是介质中超声波波长, $v$ 是血流速度, $\theta$ 是超声波入射方向与血流方向之间的夹角。

由此可见,当血流流向换能器时, $f_d$ 为正值(接收频率高于发射频率);当血流流离换能器时, $f_d$ 为负值。当 $\theta$ 角为 $\pi/2$ 时, $f_d=0$ ,这种情况在血流测量过程中应注意避免。

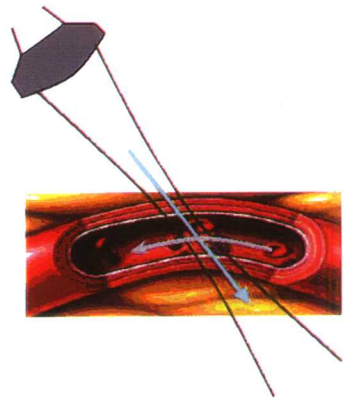


图 1-3-6 应用多普勒原理检测人体血流信号

## 第四节 超声波的发生与接收

### 一、压电效应(piezoelectric effect)和逆压电效应(inverse piezoelectric effect)

1880年法国物理学家 Curie 发现,对某些非对称结晶材料进行一定方向的加压或拉伸时,在其某些方向发生应变时产生与应变成正比的电极化现象(其表面将会出现符号相反的电荷),这种现象称为压电效应。具有此性质的材料称为压电材料,分为压电晶体、极化陶瓷、高分子聚合物和复合材料等。这是由于这类结晶材料受到特定反向的加压或拉伸而发生形变时,在其两个受力界面上引起内部介质正负电荷中心相对位移,

因而在两个界面产生等量异号的束缚电荷所致,其电荷密度与所施加的外力成正比。这种由外力作用引起的电介质表面荷电的效应,称为正压电效应(图 1-4-1)。其后又发现,压电晶体也同时具有逆压电效应,即沿一定方向在晶体表面施加一电场,则在电场力的作用下,引起电介质内部正负电荷中心发生位移,而这一极化位移又导致晶体的几何应变(形变),这种相反的压电效应又称为逆压电效应(图 1-4-2)。如将一压电晶片置于交变电场内,那么该晶片即进入振动状态,振动频率与激励交变电场频率相同。当频率大于 20 kHz 时,就构成了超声源。同样,这样的压电晶体片亦可用于接收超声波,它通过正压电效应把超声波转变为电信号,以供分析检测。超声换能器(超声探头)就是利用逆压电效应将电能转换成超声能发射超声,利用正压电效应将超声能量转换成电压接收超声。

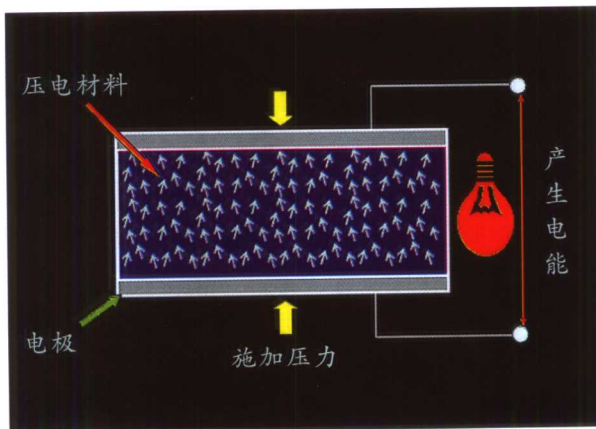


图 1-4-1 正压电效应示意图

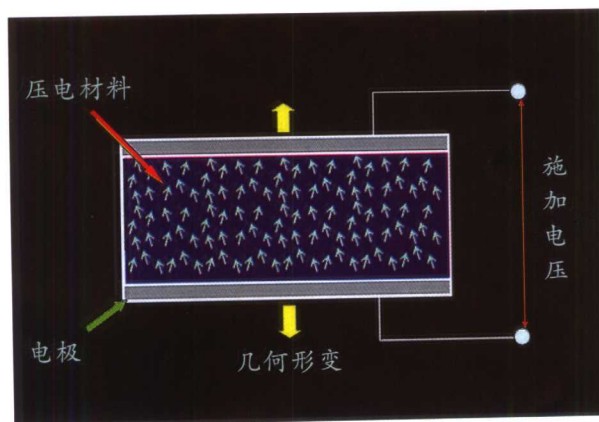


图 1-4-2 逆压电效应示意图

### 二、声场(sound field)

声场是介质中有声波能量存在的空间范围。不同的超声源和传播条件将形成不同的声波能量的空间分布,超声场的强弱用声压和声强来表示。

声压(sound pressure,  $P$ )是有声波时介质中的压力与静压的差值,单位为 Pa。它与介质的密度( $\rho$ ),介质质点的振动速度( $v$ ),以及超声波在该介质中的传播速度( $c$ )呈正比,即:



$$P = \rho \cdot v \cdot c$$

声强(sound intensity,  $I$ )是在单位时间内,通过与声波传播方向垂直的单位面积上的平均能量,单位是  $W/m^2$ 。它和声压的平方成正比,与介质密度和声速之积呈反比,即:

$$I = \frac{P^2}{\rho \cdot c}$$

超声功率指在单位时间内通过介质的能量。单位是瓦(W)或毫瓦(mW)。超声仪发射的超声能量用超声功率表示,仪器的发射功率高,声束的穿透力也高,但安全性却降低了。

医用超声仪发射的超声波,由于其频率较高,方向性较强,在介质中形成如手电光束一样的声束。对于一个圆形的超声换能器(声源),在接近声源的一段距离内,束状的声场不扩散,称为近场(near field)。近场区声束的直径为  $0.96d$ ,略小于换能器的直径( $d$ ),呈圆柱形,其瞬时声压与瞬时质点速度均不同相。因此在近场区内声压(sound pressure)、声强(sound intensity)起伏变化很大,严重地影响超声诊断的正确性,所以称为超声诊断中的盲区。近场的长度与声源的尺寸、频率和介质声速有关,其中近场的长度( $L$ )与换能器的半径平方( $r^2$ )呈正比,与其波长( $\lambda$ )呈反比,即:

$$L(\text{近场}) = \frac{r^2}{\lambda} = \frac{r^2}{c} \cdot f$$

离声源(sound source)距离较远的声场,声束产生扩散而呈喇叭形,此段较远距离的声场称为远场(far field)。远场的瞬时声压与瞬时质点速度同相,因此在远场中,声压分布是随距离增加而单调地下降,比较平稳。声束在远场的扩散由扩散角  $\theta$  所决定,扩散角  $\theta$  的大小亦与  $\lambda$  呈正比,与  $r$  呈反比(图 1-4-3),即:

$$\sin \theta = 0.61 \frac{\lambda}{r}$$

声源在远场形成波束的这种方向特性称为指向性(directionality),同一换能器在不同频率下工作,其指向性将随频率的提高而趋明显。指向性通常用指向性图案(directionality pattern)表示。如图所示,中间离声束轴线最近的两极小方向间的声束部分称为主声束(main sound beam),也称主瓣(main lobe)。主瓣内聚集了大部分发射声能量,因此主瓣的立体角越小,能量就越集中。反之,主瓣立体角越大能量就越分散。除主瓣外,在两相邻的极小方向间存有较主瓣小的声束,称为旁瓣(side lobe)(图 1-4-4)。旁瓣的高度越高,所占立体角越大,表明主瓣以外的发射能量越多,发射能量就越分散,这些旁瓣是产生伪像(artifact)的原因之一。指向性差的声束不仅侧向分辨力差,而且在远场由于扩散而降低了检测灵敏度(声强减弱)和引入伪像。为了改善声束的特性,通常采用聚焦的办法。

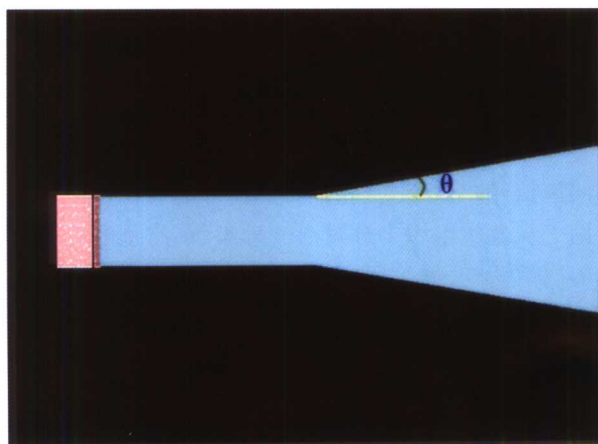


图 1-4-3 近场区和远场区



图 1-4-4 声束的主瓣和旁瓣示意图

它们组成的形状类似于一些植物的叶片,但声束是三维空间,而叶片是二维平面。

### 三、分辨力(resolution)

分辨力又称“分辨本领”,是指对目标的分辨能力。可分为空间分辨力、对比分辨力和时间分辨力。

#### (一) 空间分辨力(spatial resolution)

空间分辨力是指仪器或肉眼及其他感官对两个非常靠近的物点或量值刚能加以识别的限度。超声检测成像系统的空间分辨力是指能够分辨有一定间距的两个界面(或质点)的能力,具体到声像图,指的是分辨图像细微结构、血流分布及正确显示血流解剖学位置的能力。通常用可分辨的两个界面间的最小距离来表示。也可用在单位距离内可分辨的点数来表示,后者是前者的倒数,称为“分辨率”。空间分辨力又可分为轴向分辨力、侧向分辨力和横向分辨力。

1. 轴向分辨力(axial resolution) 旧称“纵向分辨力”(longitudinal resolution)、距离分辨力。指沿超声波束轴方向上不同深度超声仪可区分的两个点目标的最小距离(图 1-4-5),可分辨的距离越近,分辨力越高。它受超声频率和发射超声脉冲长度的影响,超声频率越高,脉冲越窄,分辨力越好。因此,临床上作小儿及浅表器官的超声检查时,往往采用高频探头。

2. 侧向分辨力(lateral resolution) 又称方位分辨率、水平分辨率。指在垂直于超声波束轴的平面上,在探头长轴方向上可区分两个点目标的最小距离(图 1-4-5),可分辨的距离越近,侧向分辨力越高。侧向分辨力与点目标到探头之间的距离有关,这是因为它的大小取决于声束的宽度。声束越宽,分辨力越低;反之,声束越窄,分辨力越高。因此为了提高超声仪的侧向分辨力,可采用声束聚焦技术使声束变窄,现通常采用的是电子聚焦。

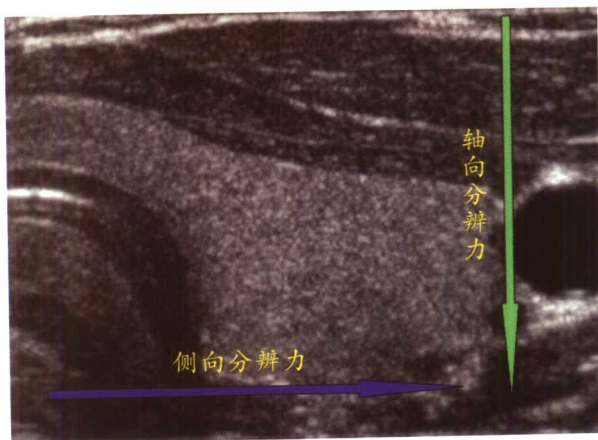


图 1-4-5 轴向分辨力和侧向分辨力

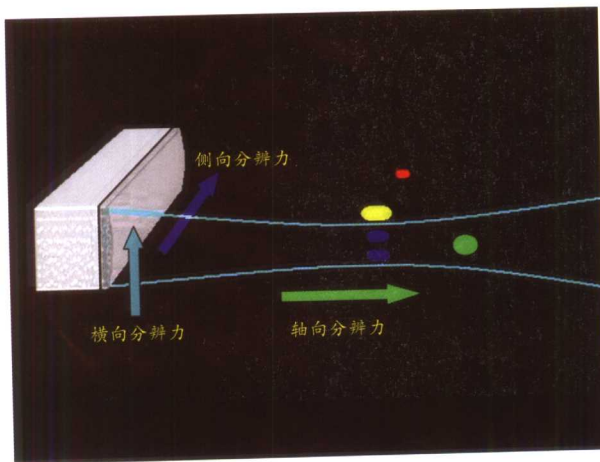


图 1-4-6 横向、轴向和侧向分辨力示意图

侧向分辨力是由独立的、同时发射的电子通道数决定的。

3. 横向分辨力(transverse resolution) 超声显像仪探头除单晶片或环阵探头外,具有一定厚度,因此超声切面图像是一个较厚的断层信息的叠加图像。横向分辨力就是指在垂直于超声波束轴的平面上,在探头短轴方向上可区分两个点目标的最小距离(图 1-4-6),它与探头的曲面聚焦及与换能器的距离有关。显然,横向分辨力越好,图像上反映组织的切面情况越真实。为了提高超声仪的横向分辨力,传统探头多采用声透镜聚焦使声束变窄,这种聚焦方法的缺陷是只有一个固定焦点。近期开发的面阵探头技术也可采用电子聚焦,可在不同的扫描深度上实现横向多焦点聚焦。

#### (二) 对比分辨力(contrast resolution)

亦有称灰度分辨力的,指超声仪显示器官组织回声信号间微小差别的能力。良好的对比分辨力有助于从健康组织中分辨出病理组织,特别对于检出等回声病变,如等回声型肝癌、等回声型甲状腺瘤,良好的对比分辨力尤为重要。

#### (三) 时间分辨力(time resolution)

为了实时检测活动器官(主要对心血管系统)的运动,生理、病理组织的血供状况,要求超声仪必须达到一定的时间分辨力。时间分辨力可用单位时间成像的帧频  $F$  表示。从声学理论可知,时间分辨力是

有极限的。

对于二维灰阶显像,这种极限可用以下公式表示: $TNF=1$

对于二维彩色多普勒血流显像,则可表示为: $nTNF=1$

式中  $T$  为脉冲发射周期,  $N$  为扫描线数,  $F$  为帧频,  $n$  则代表每条声束方向上脉冲发射的次数 ( $4 \leq n \leq 16$ )

为了减少彩色多普勒血流显像对时间分辨率的影响,观察到瞬息的血流变化,即为了提高  $F$ ,目前多采用缩小彩色取样框的方法。彩色取样框缩小后,  $T$  值、 $N$  值都减低。

自多普勒超声应用以来,分辨率的范畴有了较大扩展,如多普勒流速分布分辨率、多普勒流向分辨率、多普勒最低流速分辨率、彩色多普勒空间分辨率、彩色多普勒时间分辨率以及彩色多普勒最低流速分辨率等等。这些指标反映的是多普勒超声正确反映人体血流分布、速度及时相等状态信息的能力,与前述的灰阶超声分辨率有所不同。

## 第五节 超声生物效应

超声波作为一种能量形式在人体内传播时,当其达到一定数量,通过与人体组织的相互作用,可能会引起人体组织结构、功能的改变,这就是超声生物效应。

对于超声波辐射对生物体组织和器官影响的研究已有多,但尚未得到一致公认的权威性结论。目前的研究对象包括产科、性腺、脑、肝及肿瘤组织,其中产科胚胎超声诊断安全性的研究令人尤为关注,而肿瘤组织超声生物效应的研究成果已应用于肿瘤的超声治疗。

超声生物效应的物理机制主要包含热机制、机械机制及空化机制。一般认为,在低声强长辐照范围内,引起损伤的主要是热机制;在高声强短辐照范围内,引起损伤的主要是空化机制;当声强在  $700 \sim 1500 \text{W}/\text{cm}^2$  的中间范围时,损伤机理主要是机械机制。由于声强在空间、时间分布是不均匀的,因此,根据它们不同的可能的组合,描述声场强度有不同的表述方式,如空间峰值时间峰值声强 ( $I_{SPT}$ )、空间平均时间平均声强 ( $I_{SAT}$ )、空间平均时间峰值声强 ( $I_{SATP}$ )、空间峰值时间平均声强 ( $I_{STPA}$ )、空间峰值脉冲平均 ( $I_{STPA}$ )、最大声强 ( $I_m$ ) 等,其中通常被作为超声诊断仪输出剂量的指标是空间峰值时间平均声强 ( $I_{STPA}$ ),目前普遍规定  $I_{STPA}$  不可超过  $100 \text{mW}/\text{cm}^2$ ,但有研究表明  $I_{STPA} < 100 \text{mW}/\text{cm}^2$  亦会产生不良效应。

热和机械是衡量超声生物效应的两种基本机制,所以新近提出了评价超声诊断仪输出安全标准的参数  $TI$  (热指数) 和  $MI$  (机械指数)。  $TI$  为输出的声功率与从计算所得使受检组织升温  $1^\circ\text{C}$  所需声功率间的比值。根据超声成像中遇到的软组织和骨骼在解剖上的不同情况,  $TI$  分为三类:  $TI_s$ 、 $TI_b$  及  $TI_c$ 。  $TI_s$  指声波单纯在软组织中传播时的  $TI$  值,一般腹部超声检查时即考虑该指数;骨骼的热指数  $TI_b$  是声波先经软组织再到达其深部骨骼时,在骨皮质表面的  $TI$  值,一般在 6 个月以上的胎儿检查需考虑此指数;  $TI_c$  则是头颅骨内板与脑组织间的  $TI$  值,在颅脑成像、TCD 检查时应用。通常认为在超声输出高于一定阈值后,产生的机械效应随声压峰值升高而增加,随频率升高而降低。  $MI$  定义为声压负峰值与声波中心频率平方根的比值。现在较高档的超声诊断仪能够根据所选菜单,根据不同的检查部位自动调节  $TI$ 、 $MI$  值。至于如何根据不同检查部位而设定不同的  $TI$ 、 $MI$  值,尚未见有行业统一标准。有建议认为一般软组织(敏感器官如眼、睾丸除外)超声检查中,  $TI_s$  不高于 1.0,  $MI$  不高于 1.0。

(詹维伟、周建桥编写,徐智章审校)



主要参考文献:

1. 冯若.超声手册.南京:南京大学出版社,1999
2. 冯若.超声诊断设备原理与设计.北京:中国医药科技出版社,1993
3. 金树武.医学超声.杭州:浙江大学出版社,1992
4. 何圣静.声学技术手册.北京:北京出版社,1994
5. 万明习,卞正中,程敬之.医学超声学.西安:西安交通大学出版社,1992
6. 徐智章.现代腹部超声诊断学.北京:科学出版社,2001
7. 周永昌,郭万学.超声医学.第4版.北京:科学技术文献出版社,2002
8. Hoskins P, Thrush A, Martin K, et al. Diagnostic Ultrasound Physics and Equipment. London: Greenwich Medical Media Limited, 2003



## 第二章 超声波仪的构造及成像方法

### 第一节 超声诊断仪的基本组成及构造

任何超声诊断仪均由以下三个部分组成:①超声换能器(探头)部分;②基本电路(包括计算机信号处理)部分;③显示(包括输出)部分。

#### 一、超声换能器(ultrasonic transducer)

医用超声换能器是将电能转换成超声能,同时也可将超声能转换成电能的一种器件,它是超声仪器中的重要部件。目前应用的是压电换能器(piezoelectric transducer),种类繁多,除了连续波多普勒设备中使用收发分离的换能器结构外,其余都是采用脉冲工作方式,所以都是使用收发共用的换能器结构。

换能器由聚焦件、匹配层、压电晶片及背衬块组成(图 2-1-1)。换能器的核心是压电晶片(阵元),由它完成机械能与电能之间的转换。目前压电换能器常用的材料是人造压电陶瓷,其中锆钛酸铅最为常用,它具有电-声转换效率高、性能较稳定、易成形及成本低等优点。但也有不足之处,如频率不够高、抗拉强度低、居里点低等。另一种称为偏铌酸铅的压电陶瓷,其频率及频宽均较锆钛酸铅好。而聚偏氟乙烯薄膜的频带更宽,是一种较为理想的压电材料。

近年来,复合材料愈来愈被用来取代传统的压电陶瓷材料。在复合材料中,通过将压电陶瓷和高分子聚合物按一定联通方式、一定比例、一定空间分布(如聚偏氟乙烯与锆钛酸铅的复合),可制成性能优良的超宽带换能器。这类探头具有高灵敏度、低声阻抗(有利于与人体组织匹配)、低力学品质因素( $Q_m$ ,有较宽的通频带)。而这些特性对于宽频成像、谐波成像及其他非线性成像都是极为重要的。

衡量压电材料的性能有较多物理参量,对于主要应用于小器官、浅表组织的高频宽带换能器,主要要求其电容常数( $\epsilon$ )要低、力学品质因素值( $Q_m$ )小。此外,还要求晶片加工得足够薄,因为晶片厚度( $d$ )同谐振频率( $f_c$ )的乘积是频率常数( $f_c$ )。

匹配层(matching layer)是位于压电晶片(阵元)前面的一层或多层的声学材料,它能使高声阻抗的压电晶片(阵元)与低声阻抗的人体组织之间达到阻抗匹配,以提高声能的最大传输效率,通常是应用 $1/4$ 波长厚度的阻抗匹配层来实现的。为制成超宽频带换能器,必须在换能器表面制作多层匹配层,其加工工艺极为严格。在探头与人体接触处有一个声透镜,通常用橡胶、低声速塑料、环氧树脂或有机玻璃制成。用橡胶、低声速塑料制成的声透镜因声速小于周围介质,要做成凸形才能起到聚焦作用;用环氧树脂或有机玻璃制成的

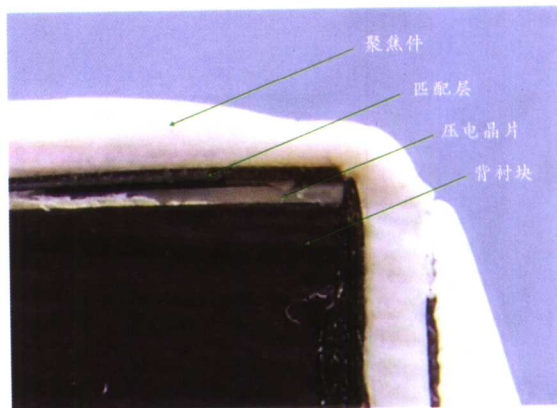


图 2-1-1 某型超声换能器断面图(局部)



图 2-1-2 探头侧视图(注意:其声透镜呈凸形)