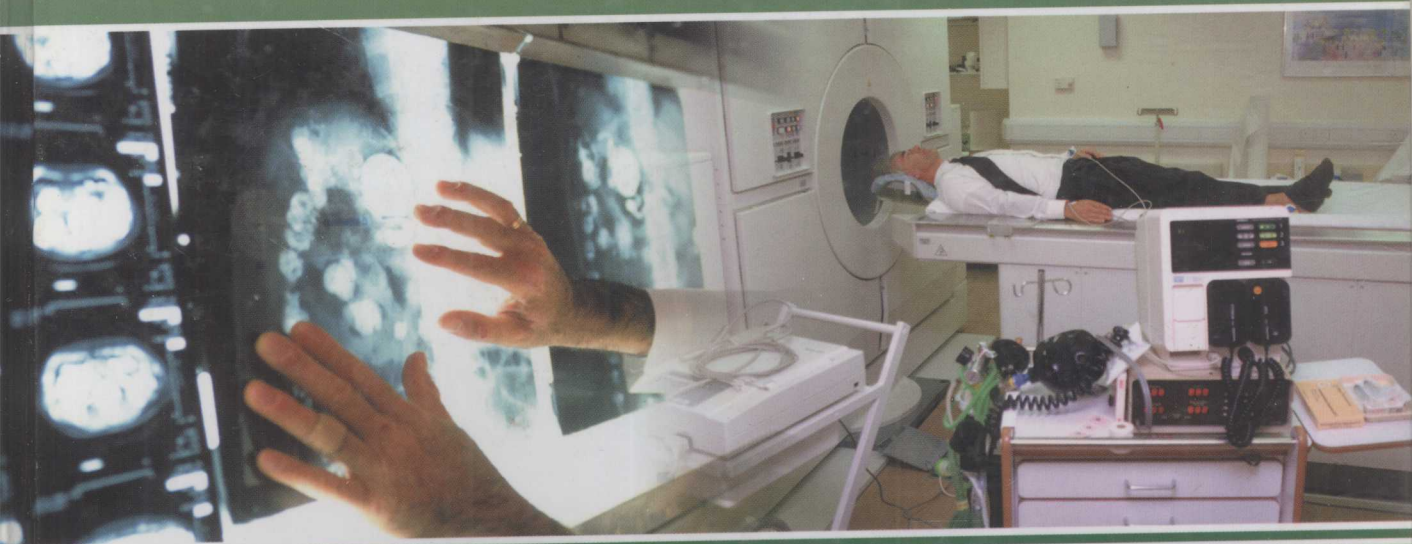


# 现代常用医学仪器

## 临床检查与鉴别诊断技术手册

主 编 林圣日



安徽文化音像出版社

# 现代常用医学仪器临床 检查与鉴别诊断技术手册

主编 林圣日

(第二卷)

安徽文化音像出版社

## **第 二 篇**

# **超声仪器与超声 检查及鉴别诊断技术**



## 第一章 医用超声诊断仪器

目前,超声在基础医学、临床医学和卫生学等领域中的应用已相当广泛,通常人们把利用超声向人体器官发射并接收其回声信号来进行检查的方法,称为超声诊断。在超声诊断中所使用的仪器统称为超声诊断仪。超声诊断仪起源于工业上的超声探伤,它是运用现代电子技术的发展成果(例如雷达技术)与声学原理结合起来应用于临床医学的一种新的诊断方法。

超声诊断起源于20世纪40年代,到50年代才开始用于临床诊断。超声诊断的突出优点是:所用声强小,对人体没有损害,操作简便,结果迅速,受检查者无不适感,同时超声对组织成像清晰。超声诊断所具有的这些突出特点,刚好弥补了X射线和同位素诊断的不足,超声检查目前已广泛应用于颅脑、眼、颈部、乳腺、胃、腹部、盆腔肿块和胸腹腔积液等疾病的诊断。可探测肿瘤的厚度,鉴别肿瘤的物理性质(囊性、实质性或含气性),也可用于检测心血管的功能及其活动规律,随着临床使用经验的积累和超声诊断仪器的改进,其应用范围还在不断扩大。目前使用的超声切面显像、超声心动图和超声多普勒诊断仪等超声仪器已发展为临床上重要的现代诊断手段之一。

本章主要叙述超声的物理特性,阐明超声诊断的物理基础,介绍目前常用的超声诊断仪的原理及其单元线路分析,介绍超声诊断仪的故障分析和维修的基础知识。

### 第一节 超声的物理特性

#### 一、声波在介质中的传播

众所周知,当声波通过某种介质时,介质的粒子便产生振动,若振动与声波的传播方向相平行,则产生纵波;若与声波的方向相垂直,则产生横波,在固体中纵波和横波同时存在,并且出现其他比较复杂的波型。但在气体和液体中,就只有纵波。在液体中,波的运动仅包括介质中沿着声波进行方向所出现的交替压缩和扩张运动。根据实验,动物组织内所见的波主要是纵波,而横波很微弱;因而,在实际应用上,可以不考虑横波。

若令 $C$ 代表波在介质中传播的速度。实验证明,纵波和传播速度主要与介质的密度 $\rho$ 及弹性模量 $E$ 有关,而弹性模量表示介质体积变化率的大小,由实验可知

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

超声属于纵波，当然也适用于上式。如果需要更精确地计算波的传播速度，则介质的温度，介质所受的压强以及频率均应考虑在内；许多文献上报道的超声在各种物体、组织的传播速度常不一致，就是因为各个作者测定超声速度的条件及方法不完全相同，表 1-1 给出超声在空气中、水以及人体几种组织的超声速度，仅供参考。实用上，超声在人体的传播速度一般以平均值 1500m/s，计算。

表 1-1 超声在不同媒体中的传播速度

| 物质          | 超声传播速度 (m/s) | 物质  | 超声传播速度 (m/s) |
|-------------|--------------|-----|--------------|
| 空气          | 330          | 血液  | 1 570        |
| 淡水          | 1410         | 头颅骨 | 3360         |
| 海水 (30℃)    | 1 545        | 角膜  | 1 550        |
| 脑组织         | 1 540        | 房水  | 1 532        |
| 脂肪          | 1476         | 水晶体 | 1641         |
| 肌肉 (平均值)    | 1 590        | 玻璃体 | 1 532        |
| 肝脏          | 1 550        | 巩膜  | 1604         |
| 肾脏          | 1 560        |     |              |
| 人体软组织 (平均值) | 1 540        |     |              |

## 二、声波通过界面的传播

超声在均匀的介质内传播时，是沿其本身传播方向自由地通过；如在非均匀介质内传播或从一种介质传播经过另一种介质时，由于介质的特性阻抗改变，在阻抗改变的分界面上将产生反射，通过分界面后产生折射。实验证明，反射、折射的产生及其物理特征主要与介质的声阻抗及超声的投射角有关。声阻抗也称作声阻抗率、其值等于介质密度  $\rho$  (g/cm<sup>3</sup>) 与超声速度  $C$  (cm/s) 的乘积

$$\text{声阻抗} = \rho C$$

表 1-2 给出几种介质的声阻抗率，其中以空气的声阻抗率最低。超声传播通过声阻抗不同的二种介质时，在其分界面上将产生反射，声阻抗差别越大，反射的超声强度越大；通常把反射能量与入射能量之比称为反射系数：

$$\text{反射系数} = \frac{\text{反射的超声能量}}{\text{入射的超声能量}}$$

表 1-2 不同介质的声阻抗

| 介质      | 超声传播速度 (m/s) | 密度 (g/cm <sup>3</sup> ) | 声阻抗 (10 <sup>5</sup> g/cm <sup>2</sup> s) |
|---------|--------------|-------------------------|-------------------------------------------|
| 空气      | 340          | 0.00129                 | 0.000439                                  |
| 水 (37℃) | 1 523        | 1.000                   | 1.590                                     |
| 人体软组织   | 1 500        | 1.06                    | 1.590                                     |
| 肌肉组织    | 1 400        | 1.07                    | 1.498                                     |
| 脂肪组织    | 1 580        | 0.95                    | 1.501                                     |
| 骨骼      | 3380         | 1.80                    | 6.184                                     |

在不考虑超声吸收的情况下,当超声垂直投射到二种声阻抗不同的介质界面时,其声强反射系数 K 为

$$K = \left( \frac{\rho_1 C_1 - \rho_2 C_2}{\rho_1 C_1 + \rho_2 C_2} \right)^2$$

式中:  $\rho_1$ 、 $\rho_2$  分别为介质的密度

$C_1$ 、 $C_2$  分别为二种介质中的声速

由上式可知,二种介质的声阻抗差别愈大,则反射系数愈大,若  $\rho_1 C_1 = \rho_2 C_2$ ,则反射系数 K 等于零,即无反射。

下面给出人体几种不同组织的分界面上的反射损耗。

肌肉 - 血液 - 38 ~ -44dB 或 1%

脂肪 - 肌肉 - 26 ~ -30dB 或 15%

软组织 - 骨骼 - 3 ~ -6dB 或 50% ~ 70%

上述反射损耗表示在分界面上,部分超声有能量反射(损耗)而余下的超声能量通过分界面后面的组织。在肌肉——血液的分界面上,1%的超声能量反射回探头方向,99%的超声能量通过;在在软组织——骨骼的分界面上,50% ~ 70%的超声能量反射回探头方向,只让 30% ~ 50%的超声能量通过。对幼儿的骨骼超声易于穿透,直到 6 ~ 10 岁以后,超声从与骨骼邻接的分界面上反射损耗才随年龄增长而迅速增大,即穿透越来越困难。

在骨骼肌肉所组成的界面上,当声波入射角为 90°时,则大约有 30%的声能被反射。

### 三、声波的吸收

当声波通过一个均匀介质时,由于吸收与散射的结果,可使声强逐渐减弱。

设最初的声强为  $I_0$ ,在经过 X 距离后,由于吸收衰减,声强变为  $I_x$ ,则超声的吸收可用下式表示为

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x}$$

式中：a 为衰减系数（或称振幅吸收系数）

f 为声波的频率

由上式可知，超声能的吸收主要与超声频率的平方和距离有关。造成吸收衰减的内在原因则与介质质点振动时，介质的滞性（内磨擦力），导热系数，温度等有关。即吸收衰减的大小与超声频率，距离和介质粘滞性等有关。

在医学上，常用半价层来说明生物组织对超声吸收的大小，即超声传播至其强度减弱一半的距离（cm），为该组织或脏器的半价层的值，可由下式求出，即

$$I_x = I_0^2 - \frac{x}{H}$$

式中：H 为半价层

X 为强度减弱一半的距离

表 1-3 给出人体一些组织器官的吸收系数和半价层数值，表 1-4 给出了人体组织的吸收系数。

### 四、声源（超声换能器）近端的声波特性

从换能器发射出的超声振动，形成超声场其分布形状呈圆柱形，直径大致与换能器晶片大小相等，具有明显的方向性，一般称为超声。超声束的指向性主要与换能器晶片的直径大小及超声频率有关。

表 1-3 人体组织的半价层及超声频率

| 组织器官      | 半价层 (cm) | 超声频率 (MHz) |
|-----------|----------|------------|
| 血浆        | 100      | 1.0        |
| 血         | 35       | 1.0        |
| 脂肪        | 6.9      | 0.8        |
| 肌肉        | 3.6      | 0.8        |
| 脑（固定标准）   | 2.5      | 0.8784     |
| 肝（死后 20h） | 2.4      | 1.0        |
| 颅骨        | 0.23     | 0.8        |
| 肾         | 1.3      | 2.4        |

表 1-4 人体组织的吸收系数

| 组织器官 | 吸收系数 (dB/cm) | 超声频率 (MW) |
|------|--------------|-----------|
| 血浆   | 0.34         | 1.7       |
| 肺    | 4.7          | 0.98      |
| 血液   | 0.4          | 2.0       |
|      | 1.0          | 4.0       |

续表

| 组织器官 | 吸收系数 (dB/cm) | 超声频率 (MW) |
|------|--------------|-----------|
|      | 2.0          | 7.0       |
|      | 3.0          | 10.00     |
| 肌肉   | 0.90         | 0.8       |
| 脑    | 0.22         | 10        |
|      | 0.3          | 2.25      |
| 延髓   | 1.9          | 1.7       |
|      | 1.3          | 1.0       |
| 肝脏   | 2.0          | 3.0       |
|      | 0.44         | 0.8       |
| 脂肪   | 0.76         | 1.7       |
| 头盖骨  | 15           | 1.2       |
|      | 46           | 2.25      |
| 眼晶状体 | 0.7          | 3.0       |

(1) 若换能器晶体片的直径大于超声波长很多倍时, 则发射的超声波便集中于一个方向, 类似于一个平面波, 其成束性好, 如图 1-1 所示。医学上利用超声束的指向性来寻找和探测体内脏器的情况。医学诊断用的超声波长均甚小, 而换能器晶片直径多在 12mm 以下, 比超声波长大很多倍, 故发射的超声具有明显的方向性。

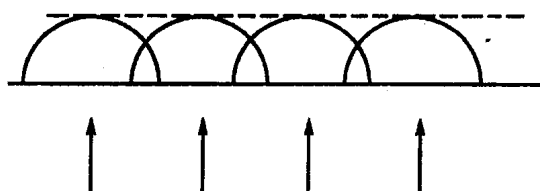


图 1-1 平面波示意图

(2) 超声振动的频率越高, 超声成束性越好, 方向性越强。这是因为频率愈高, 波长愈短, 故对于一定直径的振源来说, 直径与波长的比值增大。

(3) 一般把接近晶体的一段, 叫做近场区, 如图 1-2 所示。因为在这一段其声束平行。而在近场区之后, 声束开始扩散, 称做远场区。超声在远场区形成一个立体的圆锥体, 其半扩散角为  $\theta$ ,  $\theta$  的大小与所用晶体片的直径  $D$  和超声的频率  $f$  成反比, 而与声速  $C$  成正比。即

$$\sin\theta = 1.22 \frac{C}{fD} = 1.22 \frac{\lambda}{D}$$

由图 1-2 可清楚地看出, 超声场的扩散角越小, 超声的指向性越强。一般若超声源直径固定时, 超声频率越高, 则扩散角越小, 即超声束指向性越好。在医学诊断上, 要求超声束半扩散角一般应在 3.5 以下, 否则, 超声束截面积太大, 使超声的横向分辨力下降。故一般可用半扩散角的大小作为衡量超声优劣的指标之一。

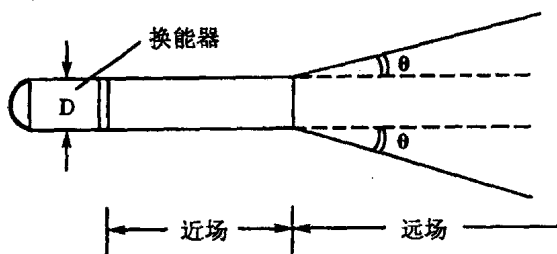


图 1-2 超声近场和远场区内半扩散角  $\theta$  与直径 D 的关系

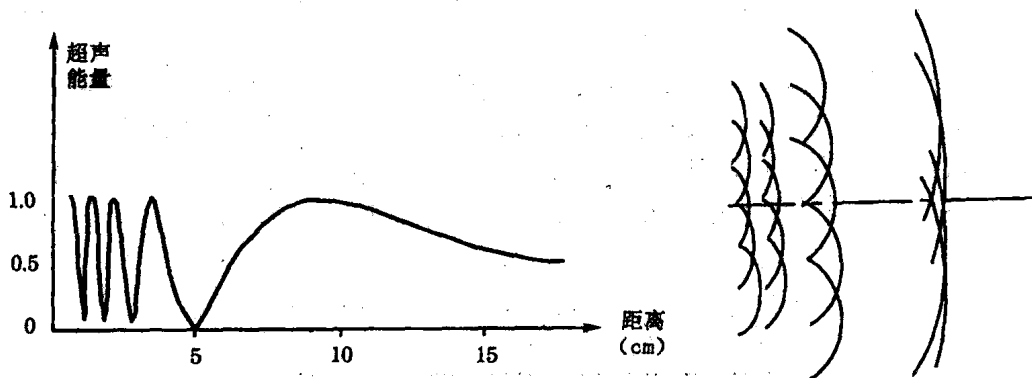


图 1-3 压电晶片所形成的近场相干波和能量分布示意图

根据理论计算, 超声能量在近场 (也称 Fresnel 区) 和远场 (也称 Fraunhofer 区) 的分布不一致。既使使用一个很理想的性能均匀的压电换能器, 其近场区域内的声场分布也是很很不均匀的。因为一块压电晶体片实际上可看成是由若干个小的振动元件所构成, 这样近场的超声能量就可以认为是由各个小的振动元件产生的超声能量相加起来, 同时也产生相干波 (干涉波), 相干波在探头表面沿中央的波线方向往前传播, 如图 1-3 所示。近场超声能量的最大值出现在一定位置上, 利用叠加原理可以很方便地求出; 若再考虑晶体片的压电性和弹性的不均匀性, 就更使近场的声场分布更趋复杂。

但在诊断过程中, 从整个声束来看, 并不因声束内的这种细微结构的复杂而妨碍诊断, 还可近似地看作是均匀的平面波。但由于超声场扩散, 其能量越来越低, 故在远场

区将影响诊断效果。

近场的长度可按下式计算

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

式中：L为近场长度

r为声源（探头）半径

一般利用近场超声的成束性好这一特点，将被检查的组织或脏器位于近场范围之内。因近场的超声束最平行，反射界面最垂直于换能器，因此反射的声强较强，失真度小。但在近场之近端，由于发射干扰等原因可出现盲区。而远场因有散射，超声束不平行，反射的声强较弱，失真度高，横向分辨力较差。为了减少远场的扩散，可采用聚焦式换能器，为了使远场的反射回声也能清晰显示，可增大仪器的增益，这样一来，由于近场及远场的反射讯号都同样放大，其结果近场回声又显得太强，整个超声回声像仍难以辨认。因此，有些仪器增加“深度补偿”，使近场回声得到抑制，而增加远场回声，这样被探查区的深层的细节就能清晰显示出来。在B型诊断仪上就有这种装置。对于不同的仪器，这种调节有的称为“时间增益补偿”（time—gaincompensation, TGC），有的称为“电子距离补偿”（electronic distance compensation）等，都是基于相同的原理设计的。

### 五、频率的选择

如前所述，声波的频率增高时，衰减增大，其穿透力减低，而分辨力则增强，声束的扩散亦缩小。因此为了获得较大的射程，必须应用低频率（衰减小）；但为了提高分辨力，则应使用高频率。因而频率的选择应在这两方面给予考虑。一般成人用2.5MHz的频率，可以得到胸腔深部的回波信号，特殊肥胖者和重度肺气肿病人，采用1MHz的频率；一般比较瘦的病人或者儿童，多采用5MHz频率即可获得满意的回波信号。

下面简单地介绍一下频率、波长与穿透力、分辨力的关系。

从单纯理论计算所能检测到的物体的最小直径，通常称作最大理论分辨力。超声的最大理论分辨力为其波长的二分之一。

例如在人体组织中，若频率为1MHz时，则其波长为1.5mm，故最大理论分辨力为0.75mm；如频率为2.5MHz，则最大理论分辨力为0.3mm；一般其频率和分辨力的定量关系。如图1-4的曲线所示。

### 六、多普勒（doppler）效应

若振动源和接收仪器在连续介质中作相对运动时，则仪器所接收到的振动波频率不同于振源所辐射的声频率，其差别与相对运动的速度有关，这种现象称作多普勒效应。关于多普勒效应将在相关章节进行详细论述。

## 七、超声诊断的一些术语

下面简单地介绍关于超声诊断常用的一些术语及一些诊断基础知识。

### (一) 回声图的名称

1. 以波幅高度命名 有微波 (小于 0.5cm, 或小于 0.5 格), 小波 (0.5~1.0 格)、低波 (1~2 格)、中波 (2~4 格)、高波 (4~6 格) 和饱和波, 见图 1-5 所示。

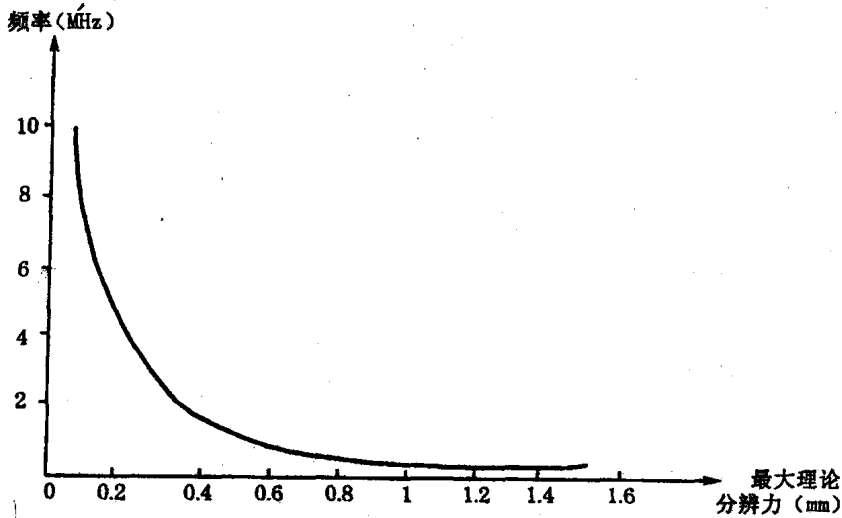


图 1-4 超声频率与最大理论分辨率的关系曲线

2. 以波的多少区分 分稀疏 (1~5 个)、较密 (6~10 个) 和密集 (波间距离在 0.5 格以下) 等, 图 1-6 为密集小微波型。

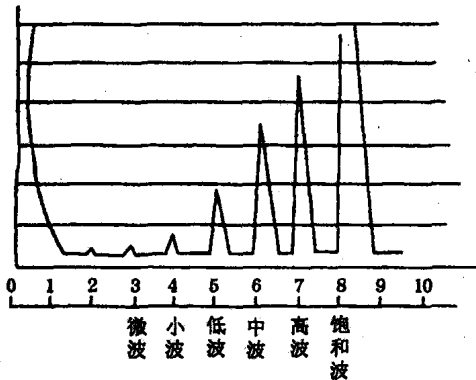


图 1-5 不同波幅的命名

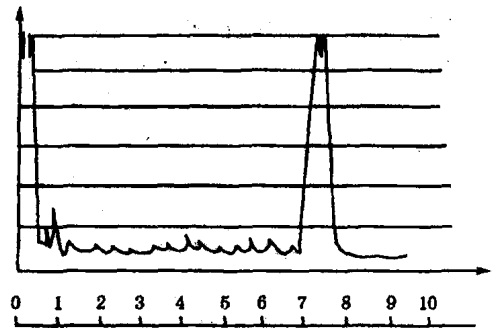


图 1-6 密集小微波型

3. 波的形态 分单波、复波、丛波和齿状波等，图 1-7 为低小复波。图 1-8 为丛波波型。

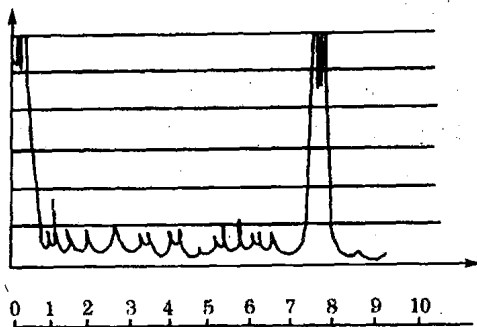


图 1-7 低小复波波型

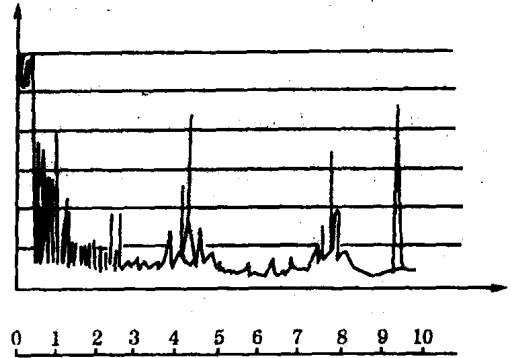


图 1-8 丛波波型

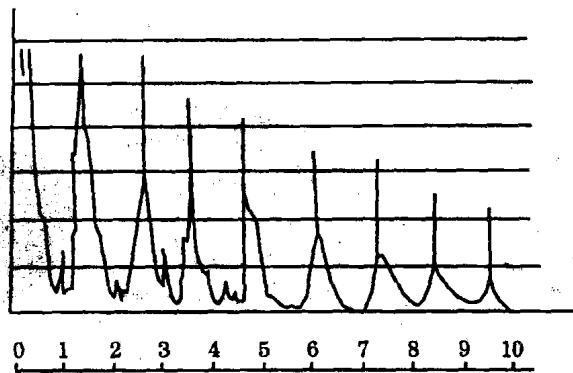
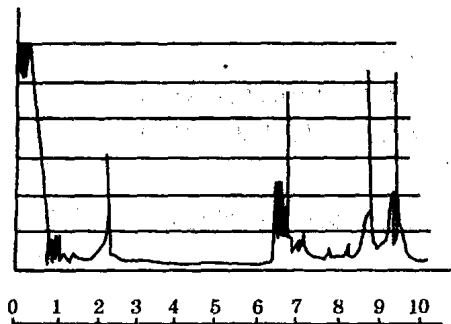
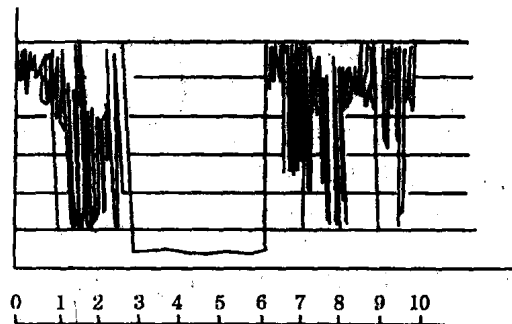


图 1-9 多次反射波型



(a)



(b)

图 1-10 液平段波型 (肝区)

(a) I 级灵敏度时肝脓肿液平段; (b) II 级灵敏度时肝脓肿液平段

4. 以波代表的意义 有进波、出波。指出进某一脏器或组织，包括界面的反射。

超声在声阻相差很大的界面与探头之间呈全反射时，出现多个波幅递减的所谓多次反射回声图，如图 1-9 所示。基距离代表探头和界面之间多次反复，不代表穿透的深度。

5. 关于平段 没有振幅的基线即为平段。类似均质的脏器，呈现实质平段；若为液体，当加大灵敏度时，也无波形出现，称为液性平段；对于癌组织，由于吸收超声很强而无反射者称为衰减平段。液性平段，如图 1-10 所示。

### (二) 声像图的名称

1. 以光点多少 分稀疏、较密和密集等，图 1-11 为正常肝声像图，呈现稀疏光点。

2. 以反射的形态 分光点、光团、光带和光环等。

3. 以有无反射 若为多反射或全反射时，则呈现亮区；无反射即为暗区。又分实质暗区，液性暗区，衰减暗区等，其意义与回声图平段相同，图 1-12 所示为肝的液性暗区。



图 1-11 正常肝呈稀疏光点声像图



图 1-12 液性暗区声像图（肝脓肿）

### (三) 超声多普勒信号名称

超声多普勒效应产生差频的方式，主要有以下几种：

1. 多普勒信号音 有动脉音、静脉音、胎心音、胎动音和胎盘音等。

2. 多普勒信号图 观察心脏信号，分为低频、高频，分别代表心肌舒缩和瓣膜的运动等。如图 1-13 所示。

3. 多普勒信号曲线图 用相敏式诊断仪，将心血管的多普勒信号显示为曲线图。

### (四) 超声心动图的曲线名称

1. 心底波群 包括主动脉和左房等曲线。

2. 二尖瓣波群 正常的二尖瓣前叶反射。如图 1-14 所示。

3 三尖瓣波群。

4. 心室波群。

### 5. 心房波群。

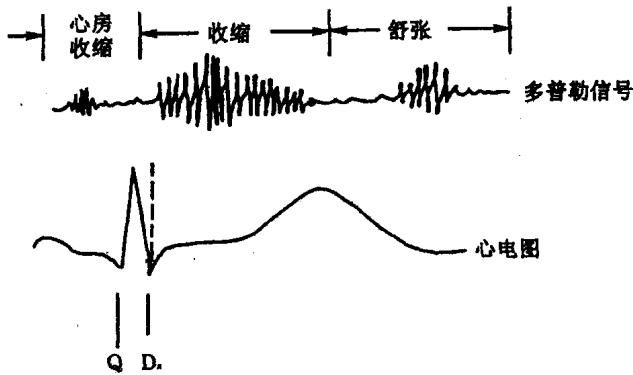


图 1-13 多普勒信号图 (心脏)

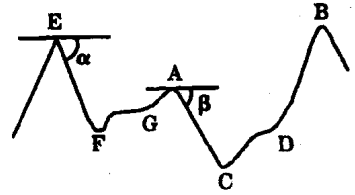


图 1-14 二尖瓣前叶曲线

## 八、关于超声的灵敏度和对人体的影响

通常灵敏度是指在某一具体条件下能够探测出界面大小的能力，灵敏度高即说明对声阻抗改变甚小的界面也将发生反射。而灵敏度低则需要界面的声阻相差较大时方能出现回波。灵敏度与许多因素有关，对于一般常用仪器，若“输出”越大，放大器的“增益”越大，“抑制”越小，则灵敏度越高。反之则灵敏度低。通常的诊断仪将输出开到 10，增益 10，抑制 0，则代表最大灵敏度。因目前的仪器尚无定量指示，具体应用时，要以“试块”区分，可将灵敏度分成Ⅰ级灵敏度，Ⅱ级灵敏度和Ⅲ级灵敏度。

**Ⅰ级灵敏度** 也称为正常灵敏度，输出开到 10，增益和抑制均在 58 之间调节，标准是以探测正常肝、脾等实质性脏器时，有明显的进波和饱和的出波，其中间是平段。有炎症时，则出现微小波以至高中波为准。

**Ⅱ级灵敏度** 也称为加大灵敏度，增益加到 10、其他同上。探查胆汁、血液、脓液和自来水等液体时均为平段，探查实质性脏器，则呈高中波密集，但个别的很均质的实质性病变可出现平段。Ⅲ级灵敏度主要用于鉴别实质性或液性病变。

**Ⅲ级灵敏度** 降低抑制，需要降低的程度因机器而异，有的需要降低到 0 位，其他同Ⅱ级灵敏度。用以探查蒸馏水、凉开水、羊水等仍为平段。探查血液、脓液、生理盐水时有微波出现，十分均质的实质性病变组织也呈现多反射型。可用以鉴别液体是否澄清和排除实质性病变。

超声诊断对人体是否带来危害，国内外都进行了大量的实验和临床观察。实验证明，一般常用的超声诊断仪的输出量很小，例如一部连续反射的多普勒诊断仪，其输出功率在  $1 \sim 30\text{mW}/\text{cm}^2$  之间，不仅对人体无害，既使对胚胎也不产生有害的影响。A 型和 B 型等脉冲式超声诊断仪输出的平均功率在  $3 \sim 80\text{mW}/\text{cm}^2$ ，并且多工作在  $30\text{mW}$  以下，远较连续发射式超声治疗机的治疗剂量为小，据各家的实验和临床统计，均证实超

声诊断对人体和胚胎都是安全无害的。但若使用的超声功率超过引起人体损伤的临界剂量,将会给人体带来损害,综合国内外的有关资料,一般认为:超声的功率小于 $20\text{mW}/\text{cm}^2$ ,照射时间不超过 $3\text{h}$ ,则对机体无损害作用。

### 第二节 超声换能器

超声换能器也称做探头,它是超声诊断仪的重要部分,超声的产生和接收都离不开超声换能器,现分述如下:

#### 一、超声换能器的工作原理

超声换能器的种类很多,这里只介绍常用的压电式换能器。它是利用某些晶体在受到压力的作用下,晶体的两个受力面上便产生符号相异的电荷;当受到拉力时,受力面上便出现与受压时极性相反的电荷,这种由压力或拉力而使晶体带电的现象,叫做“正压电效应”。如图1-15所示。

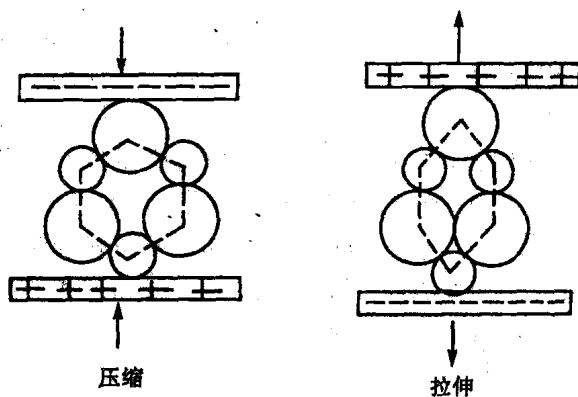


图1-15 正压电效应原理图

若在晶体上加上电场(电压),则晶体就产生厚度的增加或减少。这种现象称做“逆压电效应”若所加的电场是交变的,则晶体厚度亦随之发生相应的变化;即变成一个作机械振动的声源。利用这一原理,我们可以利用晶体的“逆压电效应”,即在晶体二端加上高频电压,从而产生超声,而利用“正压电效应”再把接收到的回声转变为电信号。

压电晶体种类很多,有石英、钛酸钡、锆钛锡酸铅、钛酸铅及铌酸锂、钽酸锂、铌酸钠钡等,石英为天然二氧化硅的纯结晶体,具有六角棱柱形结构,石英所产生的频率,稳定性强,但要求加上高频电压要在几千伏以上,故对仪器和绝缘要求较高,制造

比较困难。

目前多采用人工烧结的压电陶瓷制作换能器。压电陶瓷是一种特殊材料。它在工作环境温度超过某一界限时，某晶片内部的分子运动便重新杂乱起来，不再排列整齐，从而失去其压电性能，这个温度界限，叫做居里点。各种压电陶瓷其居里点的数值亦不相同。在工作中必须注意，虽然晶片温升尚未达到居里点的数值，但由于受热，其晶片内部分子已有部分排列开始发生变化。使压电性能下降。故超声探头不宜用煮沸法消毒。

## 二、常用的医用探头

常用的医用探头有二种：即脉冲式探头和超声多普勒探头。

在脉冲式探头中目前应用较多的为单探头，如图 1-16 所示。目前探头生产尚未标准化，但其结构基本相同。探头的前端是一压电陶瓷晶片，晶片二面涂以薄的银层，焊接导线作为电极，接触人体的一面通至后方接触座的外圈金属，与仪器的机壳（地线）连接。不接触人体的一面，用导线与接触座的中心点焊接，作为仪器的电脉冲输出与接收回波电信号的输入。晶片装在有机玻璃的空心外壳中。为保护银层，在其前面涂以环氧树脂薄膜。理论上这层薄膜的厚度应控制在其中传播的超声波长的  $2/1$ ；实际上一一般都是先涂得厚些，采用边磨边测灵敏度的方法，至反射最高时即为最佳厚度。在晶片的另一面，或是不加任何物质，接触空气叫空气背。或是加钨粉，二氧化钼等吸声材料，如图 1-17 所示。以增加声阻尼，减少杂波。探头接触座的中心点，可做成弹簧式或固封式（以求水密）。

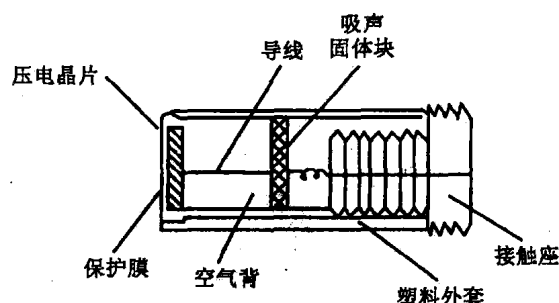


图 1-16 常规探头结构示意图

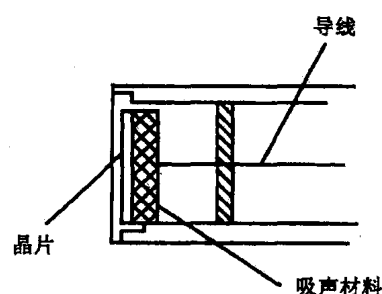


图 1-17 有吸声材料的探头结构示意图

常规用探头的晶片直径  $\phi = 12\text{mm}$ ，探头外径  $\phi = 14\text{mm}$  左右。

使用探头时应特别注意：因压电陶瓷脆性大、易碎，故应防撞碰。另外对非水密性探头，应不让清洗用水进入接触座内。另外还需注意防热、防酸碱腐蚀和各种有机溶剂腐蚀。

属于脉冲式探头者，因临床需求不同而有多种形状，现简述如下。

（一）加长探头 能在人体腔道内进行探测，如图 1-18 所示的乙状结肠镜内用的加长型探头。