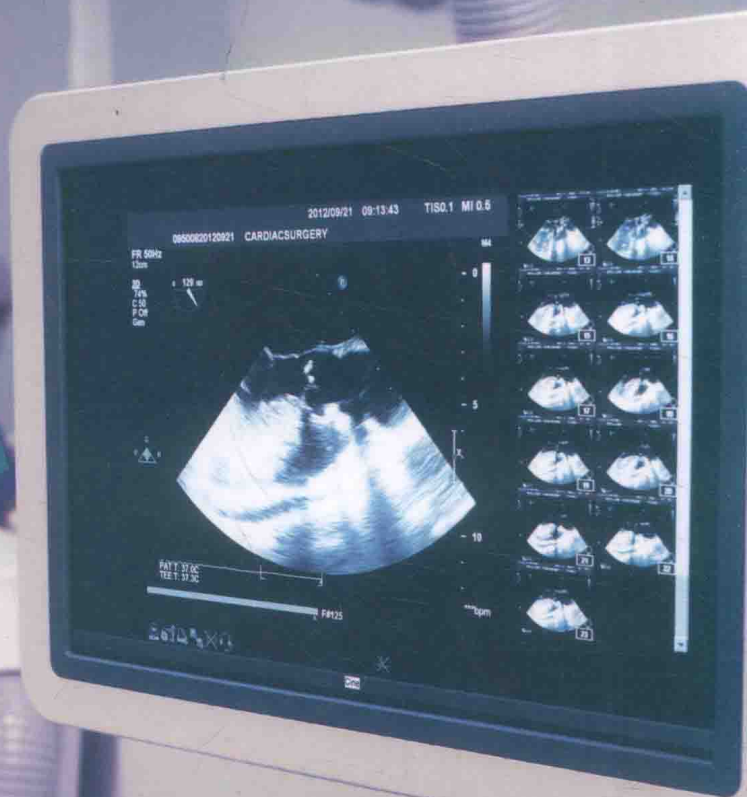


新编临床 超声诊断

喻红霞等◎主编



吉林科学技术出版社

新编临床超声诊断

喻红霞等◎主编

图书在版编目 (C I P) 数据

新编临床超声诊断 / 喻红霞等主编. — 长春 : 吉林科学技术出版社, 2018. 4

ISBN 978-7-5578-3682-5

I. ①新… II. ①喻… III. ①超声波诊断 IV.

①R445.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2018)第064085号

新编临床超声诊断

主 编	喻红霞等
出 版 人	李 梁
责任编辑	赵 兵 张 卓
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	250千字
印 张	13
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
印 刷	虎彩印艺股份有限公司

书 号	ISBN 978-7-5578-3682-5
定 价	55.00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

随着声学、电子学、计算机技术和图像处理技术等相关技术的进步，超声医学设备取得了迅速发展，超声检查的领域和内容都有了大幅的扩展和增加，出现了许多新知识、新技术、新方法和新观点。进入 21 世纪后，不仅在超声诊断方面而且在超声治疗方面也取得了令人瞩目的发展。

本书以临床实用为目的，以临床常见病和多发病为重点，系统阐述了超声基础理论及临床常见疾病的超声影像学诊断要点，针对超声造影和介入性超声也做了相关介绍。在编写的过程中，尽量体现科学性、先进性、实用性，在文字基础上合理配用图片，易于掌握，查阅方便，可供临床工作及教学参考。

本书编委均是来自于国内超声医学领域临床实践经验丰富、技术水平较高的精英骨干，对各位同道的辛勤笔耕和认真校对深表感谢！在编写过程中，我们参阅了大量国内外相关文献，由于时间和篇幅有限，加上超声学不断发展，难免存在遗漏和不妥之处，望广大读者给予批评指正，以便再版时修正，谢谢！

编 者

2018 年 4 月

目 录

第一章 超声声学基础	1
第一节 超声波的基本概念与物理量	1
第二节 超声波的传播	5
第三节 评价超声成像系统性能的基本参数	9
第二章 超声诊断原理及诊断基础	11
第一节 A 型超声诊断法	11
第二节 M 型超声诊断法	12
第三节 B 型超声诊断法	12
第四节 其他回波幅度法	13
第五节 超声多普勒技术	15
第六节 彩色多普勒技术	21
第七节 谐波成像	23
第八节 超声弹性成像	25
第九节 其他超声诊断法	29
第三章 超声技术	34
第一节 超声成像概述	34
第二节 超声成像特点及主要应用	35
第三节 超声诊断的显示方式及其意义	36
第四节 常见的超声效应与图像伪差	40
第四章 超声造影	45
第五章 介入性超声	57
第一节 超声引导穿刺活检	57
第二节 超声引导下肿瘤的消融治疗	59
第三节 肾盂穿刺与置管引流	60
第四节 经皮经肝穿刺胆管造影及置管引流	61
第五节 脓肿、囊肿病变穿刺抽吸和置管引流	64
第六节 经皮穿刺腹腔神经丛阻滞止痛	66
第六章 颅脑超声	74
第一节 颅脑超声解剖	74
第二节 超声探测方法和正常脑超声图像	75
第三节 颅脑血管超声检查	77
第七章 颈部淋巴结超声	92
第一节 颈部淋巴结的超声解剖	92
第二节 颈部淋巴结的检查方法	96

第三节 颌面部及颈部淋巴结的评估指标 97

第四节 超声造影在淋巴结的应用 102

第五节 超声弹性成像在淋巴结的应用 104

第八章 甲状腺及甲状旁腺超声 109

第一节 甲状腺超声检查方法与正常声像图 109

第二节 甲状腺疾病超声诊断 111

第三节 甲状旁腺超声检查 115

第四节 甲状腺肿瘤微波消融治疗 116

第九章 乳腺超声 120

第一节 乳腺超声解剖、组织结构及生理 120

第二节 乳腺超声检查方法 123

第三节 乳腺炎 130

第四节 乳腺结构不良及瘤样病变 139

第五节 乳腺良性肿瘤 150

第六节 乳腺癌 159

第十章 产科超声检查 177

第一节 正常妊娠 177

第二节 异常妊娠 182

参考文献 208

第一章

超声声学基础

第一节 超声波的基本概念与物理量

一、超声波的定义

振动在空间传播成为波。波有机械波和电磁波两大类。

物体在平衡位置附近来回往复的运动称为机械振动，产生振动的系统是振源（波源或声源），它是产生振动的根源。机械振动通过传声介质（sound bearing medium）才能传播形成波动。所以传声介质（也称媒质）是能够传递声波的物质，是具有质量和弹性的物质，包括各种气体、液体、固体，都是传声媒质，传声媒质有均匀的，不均匀的；有各向同性的，各向异性的；有频散的，非频散的等。这种由机械振动通过介质间的相互作用而形成的波称为机械波。它是一种能量的传播方式。机械波因频率不同而分为次声波、声波和超声波，通常把频率高于可听声频率范围（20 000Hz）的机械波称为超声波（ultrasonic wave），有时简称为超声（ultrasound）。各种射线、紫外线、光波和无线电波都属于电磁波，它们是电磁振动在电磁场中传播，不需要传播介质，能在真空中传播。

二、超声波的波动方程

声波在绝热条件下传播（即传播过程中无热量交换），且不考虑介质吸收时，对于声强不是太大的纵波（在生物软组织或水等剪切弹性模量极小的介质中存在）可以导出关于声压 p 的一维波动方程：

$$\frac{\partial^2 p}{\partial Z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

以及关于质点运动速度 u 的一维波动方程：

$$\frac{\partial^2 u}{\partial Z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0$$

式中 p 代表声压， Z 代表水平位置， ρ_0 代表介质的平均密度， K 代表介质的压缩系数， t 代表时间， u 代表质点的运动速度。

简单正弦波的波动过程示意图如图 1-1 所示。

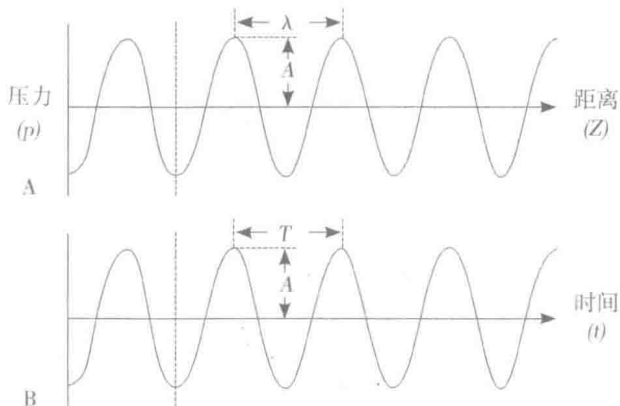


图 1-1 简单正弦波的波动过程

三、横波与纵波

机械波有横波与纵波 2 种振动方式,如图 1-2 所示。

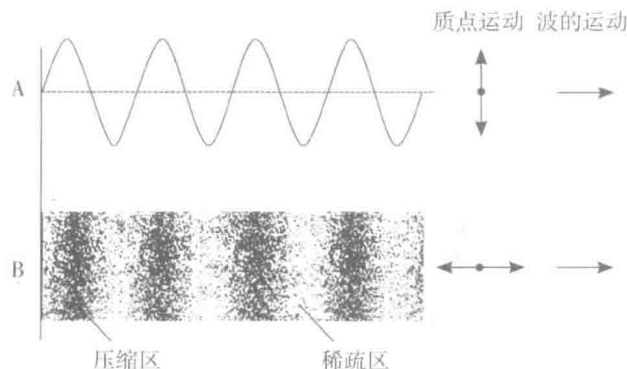


图 1-2 横波与纵波

A. 横波; B. 纵波

在波动中,波的振动方向和波的传播方向相互垂直时,这种波属于横波 (transverse wave),见图 1-2 的 A。而波的振动方向和波的传播方向互相平行时,这种波属于纵波 (longitudinal wave),见图 1-2 的 B。纵波由高低声压区组成。高声压区 (压缩区) 也称波峰,低声压区 (稀疏区) 也称波谷。在液体和气体内部只能传播纵波。所以,在人体软组织中传播的超声波主要是纵波。

虽然电磁波不是机械波,但是光波、X 射线、无线电波等都是横波。

有些波不能简单地归为纵波或者横波。这些波称为表面波 (surface wave)。表面波中的质点只能在支持这种波传播的介质表面薄层中传播。

四、超声的基本物理量

(一) 振幅 (amplitude)

质点从平衡位置到最大位移的距离称为振幅或幅度 (简称 A),如图 1-1 中所示的 A。它是声学变量的最大值和平均值之差。声压振幅的单位为牛顿每平方米 (N/m^2)。

(二) 频率、波长、声速及三者之间的关系

1. 频率 (frequency) 单位时间内质点振动的次数 (简称 f)。单位采用赫 [兹] (Hz)、千赫 (kHz)、兆赫 (MHz)。频率的倒数 ($1/f$) 为周期 (T),它表示一个完整的波通过某点所需的时间。如图 1-1 中所示的 T,单位采用秒 (s)、毫秒 (ms) 或微秒 (μs)。

2. 波长 (sound wavelength) 声波在介质中传播时,在一个周期的时间内所传播的距离,也就是 2 个相邻的周期质点之间的距离,波长通常以 λ 表示。如图 1-1 中所示的 λ 。单位是厘米 (cm)、毫米 (mm) 和微米 (μm)。

3. 声速 (velocity of sound) 是指声波在介质中传播的速度,通常以 C 表示。由波动方程可知,各质点仅在各自的平衡位置附近振动,而振动的状态以一定的速度向前传播。所以声速就是指波动的某一个振动相位在介质中的传播速度。声速在数值上等于单位时间内某个振动相位在介质中传播的距离,单位为米/秒 (m/s)。声速由介质的密度 (density) 和弹性模量 (elastic modulus) 决定。密度是指单位体积包含的物质质量,单位是 kg/m^3 或 g/m^3 。弹性模量是指产生单位应变所需要的应力,单位是 Pa。应力指物体单位面积上所受的力,而应变指形变与物体原有尺寸之比。

在液体和气体内部只能传播与容变有关的纵波。超声在液体和气体的传播速度与介质的容变弹性模量 (E) 以及密度 (ρ) 有关,即:

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

在固体中既能传播与切变有关的横波，又能传播与容变有关的纵波，它们传播的速度分别与切变弹性模量（ G ）和杨氏弹性模量（ Y ）有关：

$$C_{横} = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

$$C_{纵} = \sqrt{\frac{Y}{\rho}}$$

由上述公式可见，不同的传播介质（如不同的人体组织）声速都不同；而不同频率的超声在同一介质中的声速是相同的，即声速与频率无关。

对于电磁波，无论光波或无线电波都是以光速（ $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ ）传播。表 1-1 列出不同介质中的声速。

表 1-1 不同介质中的声速

介质	声速 (m/s)
空气	330
脂肪	1 450
蓖麻油	1 500
水	1 540
血液	1 570
肌肉	1 585
锆钛酸铅 (PZT)	4 000
颅骨	4 080
钢	5 850

4. 波长、频率和声速三者之间的关系 它们的关系符合关系式：

$$\lambda = \frac{C}{f}$$

上式表明 λ 是和声速成正比，和频率成反比。在声速一定时，频率越高，波长越短。

机械波的频段很宽，从 $10^{-4} \sim 10^{14} \text{ Hz}$ 。以频率划分为次声波、声波和超声波三大类。20Hz 以下的波动为次声波；20Hz 至 20kHz 的波动为声波；20kHz 以上的波动称为超声波。由于超声波中的 $10^8 \sim 10^{12} \text{ Hz}$ 频段对应电磁波的微波频段，因此这个频段的超声为微波超声，也称特超声。声波在介质中的传播速度比电磁波低 5 个数量级，当声电同频率转换时，声波的波长要比电磁波小 5 个数量级。

用于治疗 and 清洗的超声频率范围在 20 ~ 2 000kHz。高强度聚焦超声治疗仪采用 1MHz 左右的频率。

用于临床诊断的超声频率范围在 1 ~ 60MHz。其中心脏及腹部成像的超声频率在 2 ~ 6MHz 范围；浅表器官成像的超声频率范围在 7 ~ 12MHz；皮肤及血管内成像的超声频率范围在 10 ~ 40MHz；生物超声显微镜成像的超声频率则高达 40 ~ 60MHz。目前诊断最常用的超声频率是 2 ~ 12MHz。

以人体软组织平均声速 1 540m/s 计算，诊断用的波长都 < 1mm。表 1-2 列出几种在人体软组织中传播的超声频率和波长的对应关系。

相同频率的超声波在不同介质中传播，其声速不相同，由于人体软组织中声速的总体差异约为 5%。所以采用软组织平均声速进行测距的误差也在 5% 左右。目前，超声诊断仪多数采用软组织平均声速 1 540m/s 作为测量标准，所以回波法深度标尺以 13μs 表示 1cm，也就是 1cm 的探测深度所需时间为 13μs。

（三）能量密度、能流、强度和声压

当波在介质中传播时，原来静止的质点开始运动，因而具有动能。同时该质点离开平衡位置，因而还具有势能。波动质点的总能量是动能和势能之和。所以，波的传播过程，也是能量的传输过程。

在密度为 ρ 的体积元 ΔV 中，当波动传播到这个体积元时，该体积元将具有的总能量 W 为动能 W_k 和势能 W_p 之和。

$$W = W_k + W_p = \rho A^2 \omega^2 (\Delta V) \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

式中表示沿 x 轴方向传播的简弦波，其最大位移 A （即振幅），声速 c ，角频率 ω ，在 t 时刻的总能量。

由式可见，体积元的总能量随时间作周期性变化。说明体积元在不断地接收能量和释放能量。这是波动传播能量的原因。

能量密度 ε 是指单位体积介质中的波动能量，即：

$$\varepsilon = \frac{W}{\Delta V} = \rho A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

其 1 个周期内的平均值为：

$$\varepsilon = \frac{1}{2} \rho A^2 \omega^2$$

能流是指单位时间内通过介质中某个面积的能量。声功率是声源在单位时间内发射出的总能量。而通过垂直于波动传播方向的单位面积的能流称为能流密度或波的强度即声强 I ，单位为 W/cm^2 或 mW/cm^2 。声强的物理意义还可理解为单位面积上被照射（或发出）的声功率。

$$I = \frac{1}{2} \rho c A^2 \omega^2$$

声压 p 是指介质中有声波传播时的压强与没有声波传播时的静压强之差。它随着介质中各质点振动位置的周期性变化也作周期性变化。简弦波传播时，它的声压振幅：

$$p_m = \rho c A \omega$$

声压的单位是帕（斯卡）（Pascal），1 帕等于 1 牛顿/米²（1Pa = 1N/m²），以前用巴（bar）或大气压（atm）作单位，1bar = 1atm = 10⁵Pa。

由于声场中的超声强度在空间和时间上分布都不均匀，故常采用“空间峰值”（sp）和“空间平均值”（sa）以及“时间峰值”（tp）和“时间平均值”（ta）等概念。如 $I_{sp\,ta}$ 表示空间峰值时间平均声强， $I_{sp\,pa}$ 表示空间峰值脉冲平均声强等。

（四）声特性阻抗(acoustic characteristic impedance)与声阻抗(acoustic impedance)

1. 声特性阻抗 平面声波在介质中某一点处的声压（ p ）与质点振动速度（ μ ）之比，称为声特性阻抗（ Z ）。其数值等于介质密度（ ρ ）与声速（ c ）之积，即：

$$Z = \frac{p}{u} = \rho c$$

ρc 称为介质的声特性阻抗 Z 。单位采用帕〔斯卡〕秒每米，单位符号为 Pa · s/m 表示。也有用瑞利（Rayls）表示。

对纵波而言：

$$Z = \sqrt{E\rho}$$

表 1-2 人体软组织中超声波长和频率对应关系

f (MHz)	2.0	3.0	3.5	5.0	7.0	10.0	12.0	20.0	60.0
λ (mm)	0.77	0.51	0.44	0.31	0.22	0.15	0.13	0.08	0.03

它由介质的密度和弹性决定。不同的介质有不同的密度和弹性，因而有不同的声特性阻抗。

声特性阻抗、声压和声强三者之间的关系，有：

$$I = \frac{p^2}{Z} = \frac{p^2}{\rho c}$$

2. 声阻抗 当声波在介质中传播时，介质某表面上的声压（ p ）和通过该面积（ A ）的质点体积速度

(u) 的比值称为该处质点的声阻抗 (Z_A)，即 $Z_A = p/u$ ，对于平面波有 $U = u \cdot A$ ，结合 $\frac{\partial^2 u}{\partial Z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0$ 式得到 $Z_A = Z/A$ ，单位采用声 Ω ，1 声 Ω 等于 $1\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ 。

(喻红霞)

第二节 超声波的传播

一、平面波、球面波和柱面波

超声波在介质中的传播方式主要有：平面波、球面波、柱面波 3 种方式。图 1-3 是这 3 种波型的波阵面示意图。

1. 平面波 (plane wave) 波阵面平行于与传播方向垂直的平面的波，在传播过程当中它的波面的面积不改变。如图中 A 所示。
2. 球面波 (spherical wave) 波阵面为同心球面的波，在传播过程当中它的波面的面积随着传播距离增加而增加。如图中 B 所示。
3. 柱面波 波阵面是以声源的轴线为轴，以不同 r 为半径的一系列同轴圆柱面的波。如图中 C 所示。

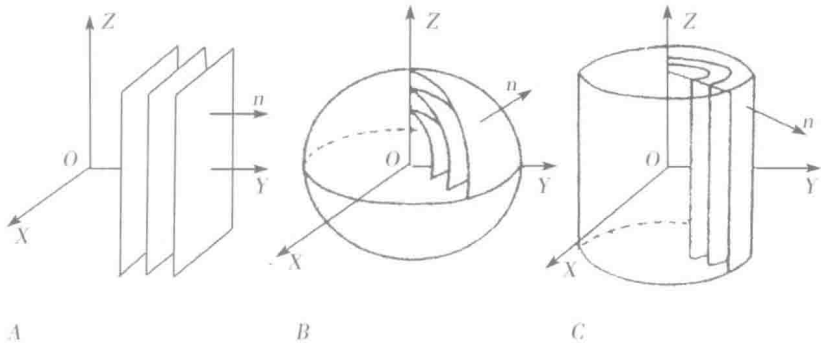


图 1-3 三种波型的波阵面

A. 平面波; B. 球面波; C. 柱面波

二、反射和折射

(1) 声波入射到两个声特性阻抗不相同的介质组成的分界面上，如果界面的线度远远大于波长，则入射声波的能量有一部分返回到同一介质中，另一部分则进入到下一层介质中。前者称为反射 (reflection)，后者称为透过。若透过的声波改变方向传播时，称为折射 (refraction)。图 1-4 中的左图是入射角 θ_i 为零即垂直入射界面的情况，右图为人射 θ_i 不为零的情况。

当平面波从介质 I ($\rho_1 C_1$) 入射到介质 II ($\rho_2 C_2$) 时，入射角 θ_i 、反射角 θ_r 和折射角 θ_t 满足下述关系：

$$\theta_r = \theta_i$$

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{C_1}{C_2}$$

声压反射系数：

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

声压折射系数：

$$\tau_p = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$

当声波垂直入射时, 即 $\theta_i = \theta_t = 0$ 。

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

$$\tau_p = \frac{2Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

当考虑垂直界面的入射波的能量在反射波和透射波之间分配时, 声能反射系数 R_I 和声能透射系数 T_I 分别为:

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

$$T_I = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

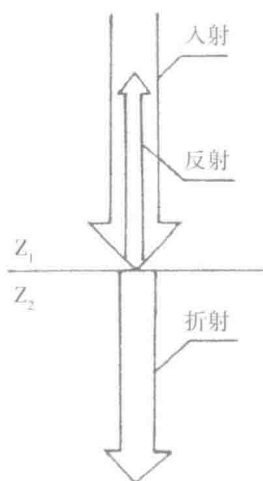


图 1-4 反射与折射

从上述公式分析如下。

- 1) 不垂直入射界面时, 声束的折射角由该两种介质声速 (C_1 和 C_2) 的比值决定, 见式 $\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{C_1}{C_2}$ 。
- 2) 声束垂直入射界面时, 反射声束沿入射方向反方向传播, 而且反射波幅度最大。透射声波则按入射方向继续传播。
- 3) 当 $Z_2 = Z_1$ 时, 为均匀介质, 此时 $R_I = 0$, $T_I = 1$, 无反射, 全部传播。
- 4) 当 Z_1 和 Z_2 相当接近时, 即声特性阻抗差异小的界面, R_I 很小, T_I 近似 1, 表示反射很小, 基本透过。
- 5) 当 $Z_2 \ll Z_1$ 时 (如水和气), 即声特性阻抗差异很大的界面, 此时 $R_I \approx 1$, $T_I \approx 0$, 产生强反射。界面反射是回波法超声波的检测基础, 虽然人体软组织声特性阻抗差异很小, 但只要有 1% 的差异, 所产生的回波便可以检测, 所以超声波对软组织的检测能力, 远高于 X 射线。

(2) 垂直入射三层的介质。声速由第一层介质经第二层介质进入第三层介质 (图 1-5)。

在什么条件下进入第三层介质的超声波能量最多。理想情况下, 第一层的入射波全部进入第三层, 此时第二层是一个透声层。

通过声强透射系数各式联合推导得出透声层的条件是该层厚度 d 要符合:

$$d = (2n - 1) \frac{\lambda}{4}, (n = 1, 2, 3 \dots)$$

和该层声特性阻抗 Z_m , 符合:

$$Z_m = \sqrt{Z_p \cdot Z_t}$$

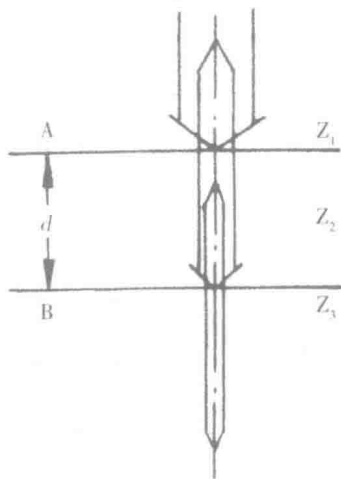


图 1-5 垂直入射声波在三层介质中的反射和折射

此时声特性阻抗匹配，因此，透声层也称声特性阻抗匹配层。也就是匹配层（matching layer）的厚度为 $1/4$ 波长或 $1/4$ 波长的奇倍数，而且匹配层的声特性阻抗（ Z_m ）为 Z_p （压电晶体的声特性阻抗）和 Z_t （人体软组织平均声特性阻抗）的几何平均值。

人体软组织平均声特性阻抗约为 1.5×10^6 瑞利，而压电陶瓷片的声特性阻抗可高达 30×10^6 瑞利。

空气的声特性阻抗值非常低，在超声检查时，换能器与皮肤之间有气泡，大部分声能被反射。所以，要选用声特性阻抗合适的超声耦合剂涂布在换能器与皮肤之间，以达到好的声耦合。

三、衍射和散射

1. 衍射和散射的形成 当声波通过 1 个线度为 $1 \sim 2$ 个波长的障碍物，声波的传播方向将偏离原来方向产生衍射（diffraction）。

当声波传播过程中遇到线度大大小于波长的粒子，粒子吸收声波能量后再向四周各个方向辐射，这种现象称为散射（scatter）。介质声特性阻抗不连续性的粗糙表面、小障碍物都会产生散射。许多人体组织的表面并不是规则的，声波入射到它们表面会产生散射。其中由入射途径返回（如回到超声换能器）的称为背向散射或后散射。

2. 红细胞散射 血红细胞的线度为 $5 \sim 8 \mu\text{m}$ 。频率为 MHz（即波长为 mm 数量级）的超声遇到红细胞后将产生散射。散射强度与入射强度成正比，与频率的 4 次方成正比，与距离的平方成反比。

血流中有大量红细胞。超声入射到血流中形成的散射信号是一个随机窄带信号。此外血管中血流速度存在速度剖面，血管处于不同深度，组织的反射回波大于血流的散射回波。这些都是血流超声多普勒信号的特点。

3. 背向散射系数 μ_b 是标志背向散射的定量参数，有：

$$\mu_b = \frac{\text{背向散射的能量}}{\text{参考能量} \times \text{立体角} \times \text{距离}}$$

式中，参考能量等于声脉冲的总能量。

四、超声波的声场特性

1. 声场分布

(1) 声场（sound field）：介质中有声波存在的区域，即有声能占据的空间，也就是发射超声在介质传播时其能量所达到的空间，称为声场。

(2) 声束（sound beam）：换能器发出的声波，由于有指向性而在某个方向上形成集中传播的束状超声波。这种声场也称为声束。

在稳定发射超声时，根据惠更斯（Huygens）原理，其发射源的表面可以看成由无数个小源组成，每个小源都发出1个均匀的球面子波（spherical wave），它们互相干涉（interference）构成声束。假设 I_0 是半径为 α 的换能器表面的声强， I_x 是沿中心轴上距换能器 X 处的声强，则：

$$\frac{I_x}{I_0} = \sin^2 \left\{ \frac{\pi}{\lambda} \left[(\alpha^2 + X^2)^{\frac{1}{2}} - X \right] \right\}$$

此式常用来表达声场。

2. 干涉 当2个或2个以上的声源同时传播时，介质内有些质点因为2个声波的叠加，使振动幅度增加；而有些质点则相互减弱，使振动幅度减少，这种现象称为声的干涉。

3. 主瓣和旁瓣

(1) 主瓣（main lobe）：换能器的方向图中，离声束轴线最近的两极小方向间的声束为主瓣。极大部分的声能都集中在主瓣中，主瓣的形状代表了声束在空间的扩散情况。主瓣越尖锐，表示声束在空间的扩散越小。通常将声强下降到极大值的50%（-3dB）处作为主瓣或声束的宽度。

(2) 旁瓣（side lobe）：主瓣外出现极大值形成的声束均为旁瓣，离主瓣最近的为第一旁瓣，依次为第二旁瓣、第三旁瓣……旁瓣也称副瓣。副瓣是产生伪像重要原因之一。所以要求仪器尽量增强主瓣、抑制副瓣，才能提高性能。

4. 近场与远场 对于圆形单晶片探头的声场，其近场声束集中，呈圆柱形，直径接近于探头直径，而长度即近场长度 L 则取决于超声频率 f 、探头的半径 r 和声速 c ，有：

$$L = 2rf/c$$

近场虽呈规则的圆柱形，但由于旁瓣的相干扰作用，其横断面上的声能分布很不均匀，会影响诊断。

远场声束扩散，呈喇叭形。其扩散快慢由扩散角 θ 决定，有：

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

由式可见，频率越高、半径越大、扩散角越小，指向性越好。远场横断面上的能量分布比较均匀。在超声装置中，一般都采用聚焦探头或聚焦技术来提高分辨力。

五、超声波的衰减特性

1. 声衰减（acoustic attenuation） 是指声波在介质中传播时，由于介质的黏滞性、热传导性、分子吸收以及散射等原因导致声能减少，而产生声强减弱的现象。广义地讲，因声束扩散而使声强减弱的现象也包括在内。

2. 声衰减系数（acoustic attenuation coefficient） 声强为声波在介质中传播过程中，声能随距离增加而减弱的现象称为衰减。声波在介质传播了 x 距离的声波声强 I_x 与其传播距离 x 的关系，符合：

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

式中 e 为自然对数之底，等于2.71； α 称为声衰减系数，它是吸收衰减 α_a 和散射衰减 α_s 之和，即 $\alpha = \alpha_a + \alpha_s$ 。它几乎随频率呈线性增加。人体软组织平均衰减系数为1dB/（cm·MHz）。表1-3是水和一些人体组织的声衰减系数 α 。

表1-3 人体组织的声衰减系数 α [单位 dB/（cm·MHz）]

介质	水	血液	脂肪	肝	肾	平行肌肉	横断肌肉	颅骨	肺	空气
α	0.002	0.18	0.63	0.94	1.0	1.3	3.3	2.0	40.0	12.0

组织中蛋白成分尤其胶原蛋白成分越高，衰减越显著。组织中钙质成分越多，衰减也越多。组织中水分含量越多，衰减越少。水几乎可视为无衰减或透声（echolucent）。

六、超声多普勒效应

振源与散射体之间存在相对运动时，振源发射的超声波 λ 射散射体后，产生散射波的频率发生改

变的现象，称为多普勒效应。由多普勒效应产生变化的频率称为多普勒频移 (f_d)。图 1-6 是多普勒效应示意图。此时：

$$f_d = f_r - f_o = \frac{2V \cos \theta}{c} f_o$$

$$V = \frac{f_d c}{2 f_o \cos \theta}$$

上式中 f_o 为发射超声频率， f_r 为接收超声频率， f_d 为多普勒频移， c 为声速， θ 为入射声束与运动方向之间的夹角， V 为运动速度。

在超声医学诊断中，利用多普勒频移的解调 (demodulation of Doppler shift) 效应可以检测出血流速。此时， V 即红细胞的运动速度， c 为人体软组织平均声速， f_o 为探头的发射频率。若接收频率 f_r 大于 f_o 时，多普勒频移 f_d 为正，表示红细胞朝探头方向流动；若 f_r 小于 f_o ，即 f_d 为负值时，表示红细胞背离探头方向流动。当 θ 角一定时， f_d 越大，红细胞流速 V 越快。当 V 一定时， θ 角越小， f_d 也越大。

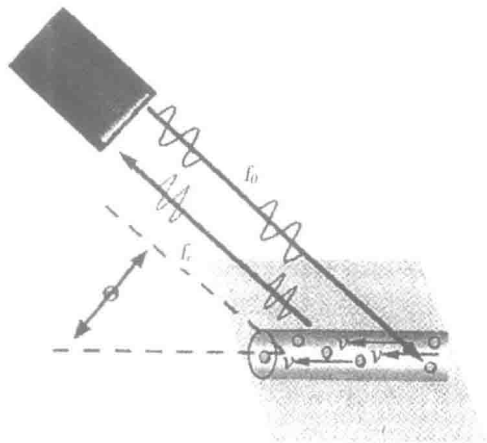


图 1-6 多普勒效应

七、超声的生物学效应

超声通过介质时，与介质产生相互作用。一方面，不同的介质对超声都会产生作用，这些作用会使超声特性产生不同的改变。我们正是利用某些特性的改变来作为超声诊断的基础。另一方面，超声同样会对介质产生作用。而对生物组织的作用会引起生物效应。

所谓超声生物效应，即一定能量的超声（由辐照的声强和时间两个因素决定）在生物组织中传播时，导致生物组织的功能和结构发生变化的现象。

(喻红霞)

第三节 评价超声成像系统性能的基本参数

一、超声波的分辨力

分辨力是评价图像空间分辨本领与清晰度的重要参数。通常首先关注的是空间分辨力，空间分辨力是指超声检查时，显示屏上能区分两个细小目标的能力，即这两个目标的最小距离，空间分辨力依方向不同可分为轴（纵）向分辨力、侧向分辨力和层厚分辨力。

1. 轴向分辨力 (axial resolution) 指在声束传播方向（即声束轴向）上区分两个目标的能力。也称为纵向分辨力 (longitudinal resolution)，它与超声波的频率成正比。其最大理论分辨力为 $\lambda/2$ 。由于受到发射脉冲持续时间 (T ，即脉冲包络宽度) 的影响，实际纵向分辨力是发射脉冲宽度的 50%，即 $T/2$ ，它是理论值的 2~8 倍，受仪器的性能决定。

2. 侧向分辨力 (lateral resolution) 它是指声束扫描方向的分辨力, 其由声束扫描方向的声束宽度决定, 通常采用电子 (即相控) 聚焦来提高侧向分辨力。

3. 层厚分辨力 它是切层厚度方向的分辨力, 也称切层厚度分辨力, 其由探头厚度方向上声束的宽度决定, 目前主要采用声透镜聚焦来改善层厚分辨力, 只有 1.5 维阵和二维阵探头在短轴方向上采用电子聚焦。

目前 3.5MHz 探头的轴向分辨力约为 1.0mm, 侧向分辨力为 1.5mm 左右, 层厚分辨力为 2.0mm 左右。这里所指的层厚与侧向分辨力均指在聚焦区。

此外, 除了空间分辨力外还有对比分辨力 (即灰阶分辨能力, 与灰阶级数有关); 时间分辨力 (与帧频, 即成像速度有关); 细微分辨力 (与频带宽度、信息量有关)。

其中对比度是评价图像质量的另一个重要参量。它反映从图像的明暗度 (灰阶) 差异来识别图像中物体或结构的能力。在光学图像中称为图像的反差。超声回波成像的灰阶, 取决于其背向散射系数。图像的对比度 r_i 可用图像中被成像物体的灰阶 g_o 与其周围背景或其他物体的灰阶 g_m 的相对差来表示, 有:

$$r_i = \frac{g_o - g_m}{g_o}$$

4. 在超声医学标准中规定测量的参数

(1) 背向散射对比度 (backscatter contrast): 它是两个物体背向散射系数的差值除以两个背向反射系数中的最大值。

(2) 对比度细节检测能力 (contrastdetail detectability): 它是在有背景灰阶的图像中, 能识别出物体的最小直径。实际上反映的是物体相对于背景的背向散射对比度。

(3) 对比度细节分辨力 (contrastdetail resolution): 是指在灰阶图像中, 能检出具有规定特性 (形状、大小或声速) 的散射或反射结构的回波幅度的最小差异。

二、超声波的穿透力

超声波的穿透力是指它能检测的最大深度。影响它的因素包括衰减系数、发射声功率、仪器的声噪比、动态范围和增益等。而衰减系数又与组织的特性、形状以及发射超声的频率等有关。

通常用提高频率来增加分辨力的方式是以减少穿透力为代价的。所以检测深部组织要用较低的频率, 而表浅组织可以用较高的频率。

我们可以通过适当增加声功率来提高穿透力, 但声功率的增加必须注意安全性。特别在检测胎儿和眼时, 必须将声功率减小到安全水平。

三、分辨力与穿透力的测试

通常采用生物模块来测试。

(喻红霞)

第二章

超声诊断原理及诊断基础

第一节 A 型超声诊断法

一、原理

A 型超声诊断法是采用幅度调制型的显示法 (amplitude modulation display)。简称“A 超”。该法在显示器上,以纵坐标表示脉冲回波的幅度;以横坐标表示检测深度,即超声波的传播时间。它有单相和双相(或称单迹和双迹)两种。

A 型超声诊断法显示组织界面的回波幅度。图 2-1 是 A 型的显示,它是组织界面回声示意图。超声波在人体组织中传播时,遇到声特性阻抗不同的组织所组成的界面时就会产生反射。反射波的大小和 2 种组织的声特性阻抗之差有关。差异愈大,反射波幅也愈大。没有差异,也就没有反射,呈现无回声的平段。而对回波可按波的幅度分为饱和波、高波、中波、低波、小波和微波;也可按波数分为稀疏、较密、密集;或以波的形态分为单波、复波、丛波、齿状波等。“A 超”就是根据组织界面回波的距离,测量组织或脏器的厚度和大小的,并根据回波波幅的高低、形状、多少进行诊断。

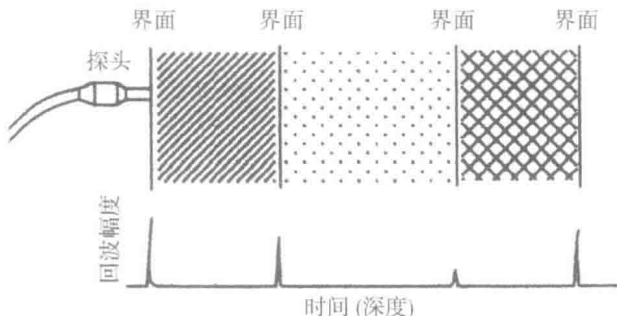


图 2-1 A 型超声显示

二、临床应用

超声波在临床诊断的应用,始于 A 型超声诊断法。虽然,现今以 B 型超声为主,彩超也日益普及。但 A 型超声仍有一定的应用价值。该法使用简单方便而且显示的组织界面比较明确,便于对组织或器官的厚度、大小、距离等的测量。此外在组织定征界面也有用该法进行研究。

目前 A 型超声在临床应用比较多的有脑中线探测;眼球的探测;胸膜腔和积液探测;心包积液探测;肝脓肿探测等方面。

(喻红霞)